RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA:

FUNDAMENTOS

Luiz Tauhata
Ivan Salati
Renato Di Prinzio
Antonieta R. Di Prinzio

INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA

COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR

RIO DE JANEIRO

10ª - Revisão – Abril/2014

Tauhata, L., Salati, I. P. A., Di Prinzio, R., Di Prinzio, M. A. R. R.

Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos - 10ª revisão abril/2014 - Rio de Janeiro - IRD/CNEN.
344p.

ISBN: 978-85-67870-02-1

1.Radiações 2.Fontes de Radiação Ionizante 3.Interação da Radiação com a Matéria 4.Efeitos Biológicos da Radiação 5.Grandezas Radiológicas e Unidades 6.Detectores de Radiação 7.Noções de Proteção Radiológica 8.Gerência de Rejeitos Radioativos 9.Transporte de Materiais Radioativos 10.Anexo A: Normas da CNEN 11.Anexo B: Radiações Ionizantes e Legislação para Trabalhadores 12.Anexo C: Determinação de Blindagens em Radioterapia.

Comissão Nacional de Energia Nuclear

Instituto de Radioproteção e Dosimetria

Av. Salvador Allende, s/n - Barra da Tijuca
Rio de Janeiro - RJ
CEP: 22783-127

Tel.: (21) 2173-2885
(21) 2173-2833
(21) 2173-2300

e-mail:
tauhata@ird.gov.br
ivsalati@cnen.gov.br
renato@ird.gov.br
tuna115@hotmail.com

APRESENTAÇÃO

Esta é uma versão revisada da apostila Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos*, preparada para atender aos cursos de treinamento oferecidos pelo IRD e as pessoas interessadas no assunto.*

Nesta 10ª Revisão foram atualizados conceitos, principalmente no capítulo de Grandezas Radiológicas, devido à atualização da Norma CNEN-NN-3.01 Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*, publicada no Diário Oficial da União em 01 de setembro de 2011.*

Foram incluídos um capítulo relacionado à Gerência de Rejeitos, outro relativo ao Transporte de Materiais Radioativos e três anexos sobre Normas da CNEN, Radiações Ionizantes e Legislação para Trabalhadores e Determinação de Blindagens em Radioterapia. Foram ainda adicionadas várias tabelas de uso em proteção radiológica, para facilitar a consulta por parte dos usuários.

Na preparação da apostila, os autores desejam agradecer a todos os colegas da Divisão de Metrologia de Radionuclídeos, principalmente à Estela Maria de Oliveira Bernardes, pela paciência e colaboração.

A todos que tiverem acesso ao texto, solicitamos sugestões, ementas e correções, para que possamos elaborar um trabalho aperfeiçoado e com menor número de falhas ou omissões.

Os autores

ÍNDICE

CAPÍTULO 3

CAPÍTULO 4

CAPÍTULO 5

CAPÍTULO 7

RELAÇÃO DE FIGURAS

RELAÇÃO DE TABELAS

CAPÍTULO 1

RADIAÇÕES

1.1. COMPOSIÇÃO DA MATÉRIA E TEORIA ATÔMICA

1.1.1. Visão macroscópica da matéria

A *observação simples* da matéria que compõe todos os objetos, seres vivos e a própria Terra *mostra*, entre outras coisas, *uma diferenciação* na constituição, na cor, no grau de dureza, na transparência ou opacidade, na elasticidade e na estabilidade, ou não, das suas características no tempo. Uma inspeção mais aguda permite identificar a mesma natureza química, em objetos com características físicas muito diferentes, como por exemplo, o grafite, o diamante sintético, o diamante natural e o carbono em pó.

A busca da identificação e da caracterização *dos elementos básicos* que permitem compor tais objetos *invoca a* necessidade de *unificação* dos conceitos e a *crença na simplicidade da Natureza*.

1.1.2. Substâncias simples e compostas

O simples fato de uma peça de ferro exposta à umidade se enferrujar gradativamente com o tempo mostra o surgimento de outra substância, a ferrugem, em cuja composição deve constar o ferro e algo proveniente do ar ou da água. Isto implica que *uma substância considerada simples, pode compor outras substâncias* ao combinar-se com outra substância.

1.1.3. Fases e estados da substância

Uma substância como a água pode se apresentar sob a forma de *líquido, de gelo ou de vapor*, conforme sua temperatura. Da mesma maneira, muitas outras substâncias. Outra característica notável das substâncias é o estado de organização em que se apresenta, ora de forma caótica, *amorfa*, ora sob a forma de *cristais regulares*.

1.1.4. Visão microscópica da matéria

Analisando um material com o microscópico percebe-se que tanto as substâncias simples como as consideradas compostas apresentam a mesma imagem, para as variadas e possíveis ampliações. Mesmo utilizando um microscópio poderoso, como o microscópio eletrônico, o cenário pouco se modifica e só indica o modo de organização do material.

Isto sugere que *os elementos básicos continuam invisíveis ao microscópio óptico e até ao eletrônico* e que, para identificá-los, *é preciso utilizar modelos* e procedimentos hipotéticos de trabalho. Por exemplo, pode-se supor que, ao cortar um pedaço de ferro em fragmentos gradativamente menores, deve-se chegar a uma fração que, se cortada, deixará de ser ferro. Esta fração final foi denominada, pelos gregos, de *átomo*.

1.1.5. A aceitação do átomo

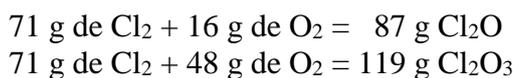
A necessidade de se invocar a hipótese da estrutura corpuscular da matéria, somente ocorreu no final do século XVIII, quando da *descoberta das leis químicas das proporções definidas* por Proust (1754-1826) *e das proporções múltiplas* por Dalton (1766-1844). Essas leis conduziram, de forma natural, à consideração de que *quando substâncias elementares se combinam, o fazem como entidades discretas* ou átomos.

1.1.6. Lei das proporções definidas

Um *determinado composto químico é sempre formado pelos mesmos elementos* químicos *combinados sempre na mesma proporção em massa*, independentemente de sua procedência ou método de preparação. Exemplo: *10 g de H + 80 g de O* formam *90 g de* H_2O, na proporção 1:8.

1.1.7. Lei das proporções múltiplas

As massas de um elemento químico que *se combinam com uma massa fixa de um segundo* elemento, *para formar compostos diferentes, estão entre si numa proporção de números inteiros*, em geral pequenos. Exemplo:

71 g de Cl_2 + 16 g de O_2 = 87 g Cl_2O
71 g de Cl_2 + 48 g de O_2 = 119 g Cl_2O_3

1.2. ESTRUTURA DA MATÉRIA

1.2.1. Composição da matéria

Todos *os materiais* existentes no universo *são constituídos de átomos ou de suas combinações*. As substâncias simples são constituídas de átomos e, as combinações destes, formam as *moléculas* das substâncias compostas. A maneira como os átomos se combinam depende da sua natureza e das propriedades que as suas estruturas propiciam.

1.2.2. Estrutura do átomo

O conceito inicial de *átomo indivisível sofreu modificações* profundas com as experiências realizadas por Ernest Rutherford (1871-1937) e seus colaboradores. O modelo utilizado para representar o átomo, *passou a ser concebido como tendo um núcleo pesado*, com carga elétrica positiva, *e vários elétrons*, com carga elétrica negativa, cujo número varia com a natureza do elemento químico. O raio de um átomo é da ordem de 10^{-7} cm e suas propriedades químicas são definidas pelos elétrons das camadas mais externas.

1.2.3. Raio atômico

Teoricamente, é a *distância do centro do núcleo atômico até o último orbital* ocupado por elétrons. Na prática, ele é determinado como sendo o valor médio da distância entre núcleos de dois átomos vizinhos ligados e no estado sólido.

O valor do raio depende da força de atração entre o núcleo e os elétrons e é expresso em angstron (*1* Å = *10^{-8} cm*) ou em picômetro (*1 pm=10^{-12}m*). Assim, aumentando-se *Z*, o raio diminui; aumentando-se o número de camadas eletrônicas, o raio aumenta. Para átomos com a última camada de elétrons completa, o raio tende a ser menor devido à alta energia de ligação das partículas. Assim, os raios do ^{40}Ca, ^{222}Rn e ^{207}Pb medem 2,23, 1,34 e 1,81 Å , respectivamente, enquanto que o raio do ^{39}K vale 2,77 Å e o raio do ^{127}I, 1,32 Å .

1.2.4. Raio iônico

O acréscimo ou o desfalque de elétrons num átomo modifica o raio do sistema restante, que é o *íon*. O *íon positivo*, denominado de *cátion*, possui elétrons a menos. O *íon negativo, o ânion*, tem excesso de elétrons. O desfalque de elétrons faz com que a carga nuclear atue mais intensamente sobre os elétrons restantes, reduzindo o raio. Este é o caso do ^{127}I, cujo raio vale *1,32* Å e raio iônico vale *0,50* Å . O efeito do emparelhamento de elétrons é significativo, como se pode perceber com o ^{40}Ca cujo raio vale *2,23* e o raio iônico de Ca^{2+} = *0,99* Å .

O excesso de elétrons aumenta o raio, devido a atenuação da força de atração pelo núcleo e pelo aumento da repulsão entre os elétrons. A deficiência de elétrons diminui o raio conforme pode ser observado, comparando-se os raios dos cátions com carga *(+1), (+2) e (+3)*. Por exemplo, Ag^{+} com *1,26* e Ag^{2+} com *0,89* Å , Bi^{3+} com *0,96* e Bi^{5+} com *0,74* Å .

1.2.5. Estrutura eletrônica

Os elétrons se distribuem em camadas ou orbitais, de tal modo que dois elétrons não ocupem o *"mesmo lugar"* ao mesmo tempo. Somente dois elétrons podem ocupar a mesma região no espaço, mas eles devem ter características magnéticas (*spin*) diferentes. Esta restrição é denominada de *Princípio de exclusão de Pauli*. Quanto mais elétrons possuir o elemento químico, mais camadas ele deve ter ou mais complexa será a maneira como eles se acomodarão.

Cada *orbital pode ser representado por um elétron se movendo segundo uma trajetória circular* (ou elíptica) *ou por uma nuvem envolvendo o núcleo* e distribuída em torno de um raio médio, conforme é ilustrado na Figura 1.1. O *orbital* é um *conceito* proveniente *da teoria quântica do átomo* e é definido como uma região do espaço em torno do núcleo onde os elétrons têm grande probabilidade de estar localizados. *Cada camada comporta um número definido de elétrons*. Quando preenchida, denomina-se *camada fechada*. O número de elétrons destas camadas é denominado de *número mágico* e, quando excedido, os novos elétrons devem ocupar novos orbitais, senão haverá repetição dos números quânticos que caracterizam cada elétron (ver 1.2.13). Os números mágicos são: 2, 8, 18, 32, 32, 18 até 8.

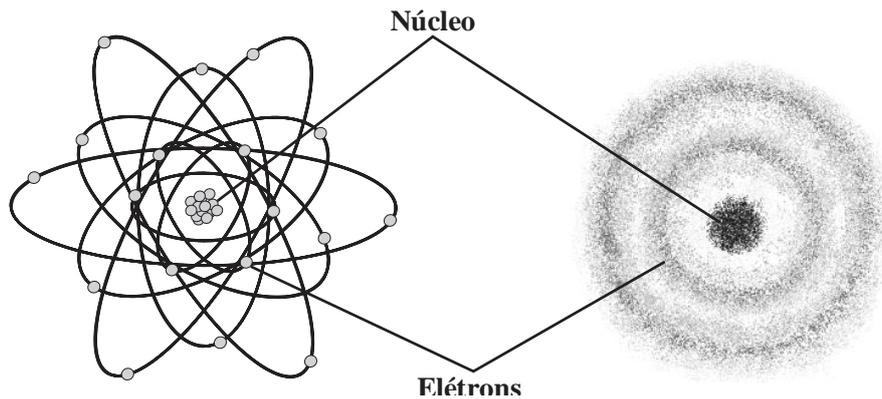



Figura 1.1 - Representação de modelos atômicos: a) *geométrica*, onde os orbitais são trajetórias geométricas percorridas por elétrons; b) *quântica*, onde os orbitais são representados por nuvens envolvendo o núcleo, onde para cada posição geométrica existe uma probabilidade associada de encontrar o elétron.

1.2.6. Energia de ligação eletrônica

Cada *elétron está vinculado* ao átomo pela *atração entre a sua carga negativa e a carga positiva do núcleo* e *pelo acoplamento atrativo do seu momento magnético (spin) com elétrons* da mesma camada. A força atrativa sofre uma *pequena atenuação* devido à *repulsão elétrica dos demais elétrons*. *A energia consumida neste acoplamento se denomina energia de ligação*. Para elementos de número atômico elevado, a energia de ligação dos elétrons próximos ao núcleo é bastante grande, atingindo a faixa de *100 keV* (ver Tabela 1.2), enquanto que a dos elétrons mais externos é da ordem de alguns *eV*. Os elétrons pertencentes às camadas fechadas possuem energia de ligação com valores bem mais elevados do que os das camadas incompletas e, portanto, são os mais estáveis.

A Figura 1.2 mostra a variação da *energia de ligação dos elétrons da última camada*, ou *energia potencial de ionização*, com o número atômico *Z* do elemento químico. Quanto maior o raio atômico, mais distante os elétrons estarão do núcleo e, portanto, mais fraca será a atração sobre eles. Assim, quanto maior o raio atômico, menor o potencial de ionização. Os valores máximos correspondem a de elementos com a última camada eletrônica completa.

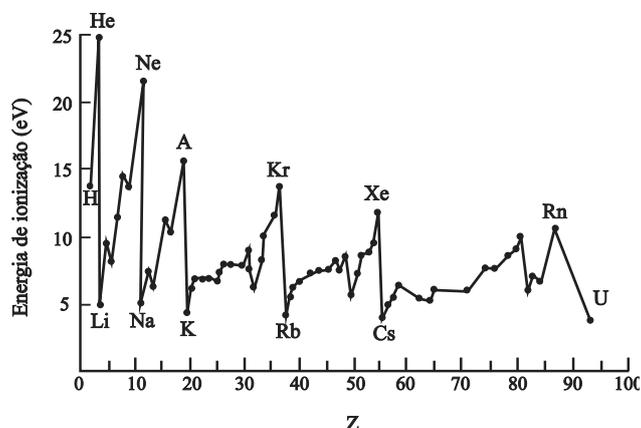



Figura 1.2 - Energia necessária para ionização dos átomos em função de *Z*.

1.2.7. Estrutura nuclear

O núcleo atômico é constituído de A nucleons, sendo N nêutrons e Z prótons. Os prótons são carregados positivamente e determinam o número de elétrons do átomo, uma vez que este é eletricamente neutro. *Os nêutrons* possuem praticamente a mesma massa que os prótons, mas *não têm carga elétrica. Prótons e nêutrons são chamados* indistintamente *de nucleons*. O número de nucleons $A = N + Z$ *é denominado de número de massa e Z de número atômico*.

Os nucleons se movem com uma velocidade média da ordem de $30.000\ km.s^{-1}$, num volume obtido por $4/3 \cdot \pi \cdot R^3$, onde $R = r_0 A^{1/3}$ (10^{-13} *cm*) é o *raio nuclear*, com $r_0 = 1,15$. A densidade nuclear tem um valor em torno de $\rho = 10^{15}\ g.cm^{-3}$, com uma densidade de ocupação de $1,6 \cdot 10^{38}$ nucleons.cm^{-3}.

1.2.8. Notação química

A notação utilizada para identificação de um elemento químico é do tipo $^{A}_{Z}X$ onde *A é o número de massa e Z o número atômico* ou número de prótons. O *número de nêutrons é* obtido de $N = A - Z$. Exemplos: $^{4}_{2}He$, $^{239}_{94}Pu$ e $^{235}_{92}U$.

1.2.9. Organização nuclear

Os prótons e nêutrons se organizam em orbitais, *em níveis de energia, sob a ação do campo de forças intensas e de curto alcance*. Não existe correlação entre orbitais e trajetórias geométricas, mas entre orbitais e energias das partículas. A base da organização dos nucleons no espaço nuclear é o Princípio de Exclusão de Pauli. Estas forças são denominadas de forças nucleares, ou interação forte, e a *energia de ligação da última partícula* dentro do *"poço de potencial" caracteriza a energia de ligação do núcleo*. O valor médio da energia de ligação dos núcleos é cerca de *7,5 MeV*, muito maior que a energia de ligação dos elétrons. Esses conceitos podem ser representados pelas Figuras 1.3 e 1.4.

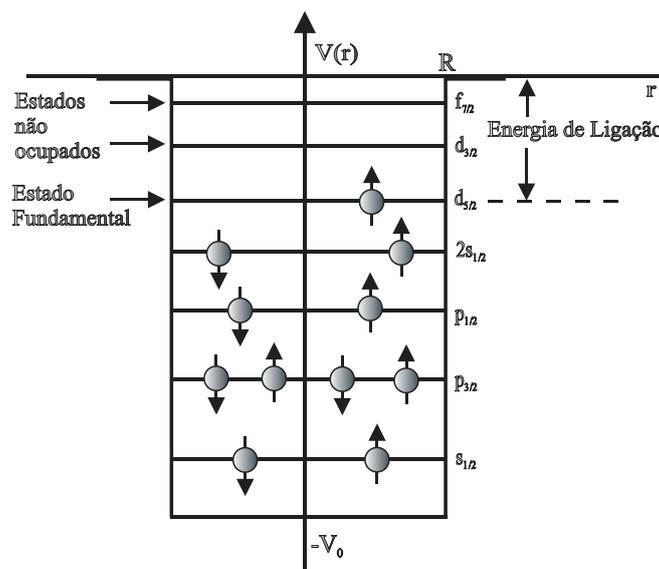



Figura 1.3 - Ocupação dos níveis de energia de um núcleo representado por um poço de potencial atrativo (*energia negativa*).

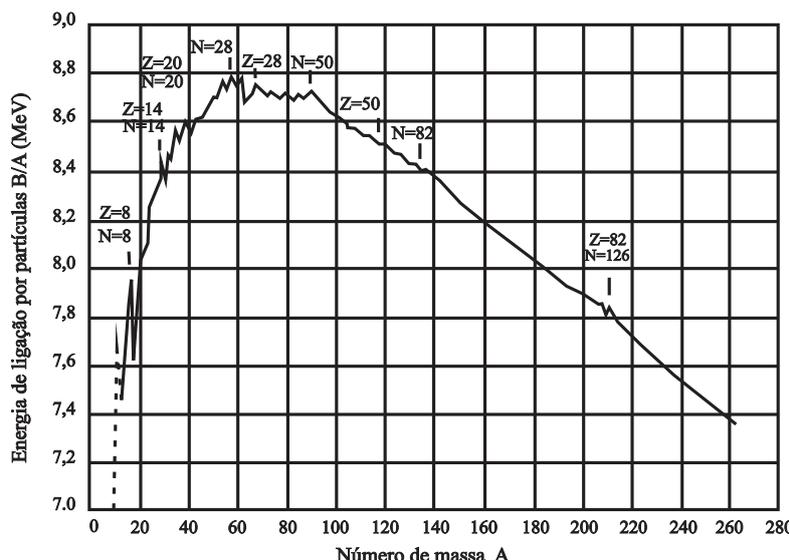



Figura 1.4 - Energia de ligação nuclear por partícula. Os valores mais proeminentes correspondem aos núcleos com camadas nucleares completas de prótons ou de nêutrons (*números mágicos*).

1.2.10. Tabela de nuclídeos

Registrando num gráfico todos os elementos químicos conhecidos, estáveis e instáveis, tendo como eixo das *ordenadas o número atômico Z* e o das *abscissas o número de nêutrons N*, obtém-se a denominada *Tabela de Nuclídeos.* Nesta tabela, observa-se que, para os elementos de número de massa pequeno, o número de prótons é igual ou próximo do número de nêutrons. À medida que o número de massa *A* vai aumentando, o número de nêutrons aumenta relativamente, chegando a um excesso de quase 40% no final da tabela. Esta tabela está representada na Figura 1.5.

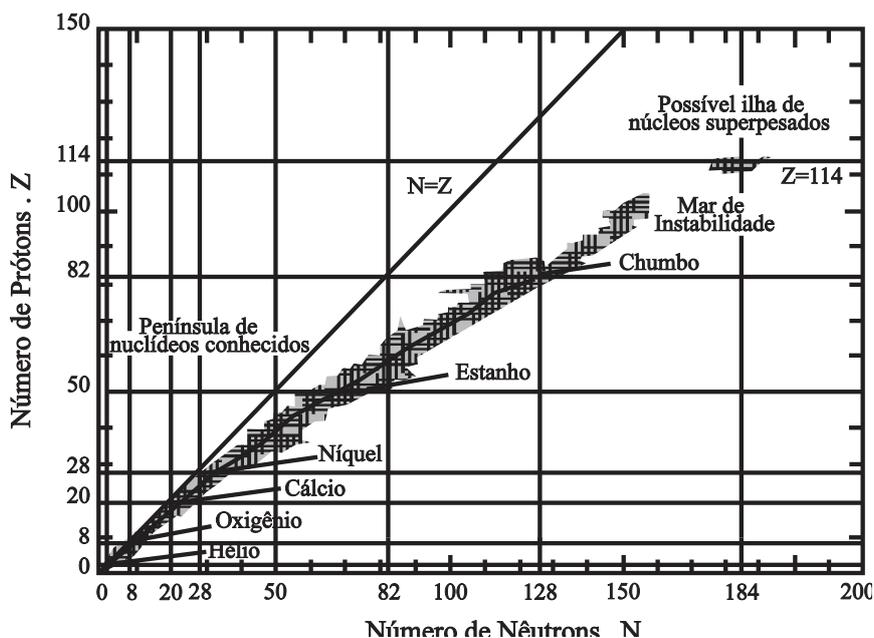



Figura 1.5 - Tabela de Nuclídeos.

Seccionando-se perpendicularmente a região onde se distribuem os nuclídeos na *superfície (Z,N)* da Figura 1.5, tem-se uma situação mostrada na Figura 1.6. Ou seja, a *superfície (N,Z)* não é plana, mas apresenta um formato de um *vale*, onde se distribuem nuclídeos nas *encostas* da esquerda e da direita, e no *fundo* se situam os nuclídeos pertencentes à *linha de estabilidade beta*.

Pela Figura 1.6, percebe-se que os nuclídeos da *encosta da esquerda* decaem para a linha de estabilidade, reduzindo o número de prótons por meio de decaimento $\beta+$ e, os da *encosta da direita* por decaimento β-, para reduzir o excesso de nêutrons.

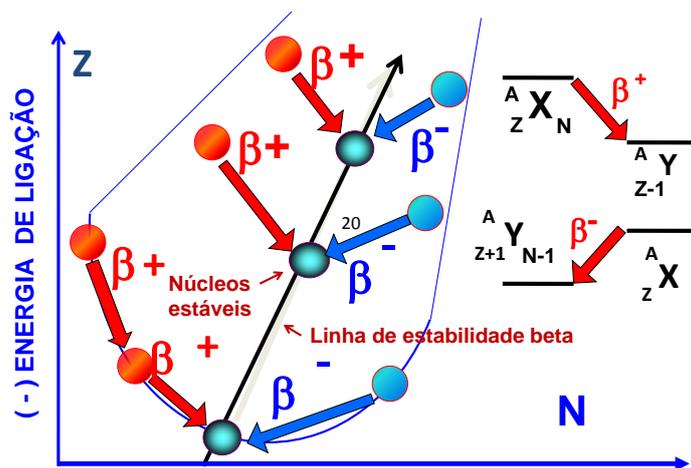



Figura 1.6 - Representação de um segmento transversal da região da *superfície (Z,N)* de distribuição dos nuclídeos, onde no eixo vertical estão representados os valores da energia de ligação dos nuclídeos.

Na Figura 1.7 é apresentado um segmento da Tabela de Nuclídeos. Nela aparecem outros parâmetros nucleares, tais como, a meia-vida do nuclídeo, os tipos de radiações emitidas, a energia das radiações mais intensas, a abundância percentual de cada isótopo, e a secção de choque de reação nuclear.

1.2.11. Isótopos, isóbaros e isótonos

Observando o segmento da Tabela de Nuclídeos na Fig. 1.7 percebe-se que vários elementos simples, ou seja, quimicamente puros, não são nuclearmente puros. Apresentam diferentes massas atômicas. São os denominados *isótopos.* São nuclídeos com o *mesmo número de prótons Z*, mas *diferentes números de nêutrons*. Por exemplo, do boro quimicamente puro, 80% é constituído de ${}^{11}_{5}B$ e 20% de ${}^{10}_{5}B$. Alguns nuclídeos possuem muitos isótopos estáveis, como o estanho com *8. Além dos nuclídeos estáveis, existem os instáveis, que são radioativos, denominados de radioisótopos ou radionuclídeos.*

Os nuclídeos de elementos diferentes, mas que possuem a mesma massa atômica são denominados de *isóbaros*. É o caso do ^{34}Cl, ^{34}S, ^{34}P e ^{34}Si.

Os nuclídeos que possuem o mesmo número de nêutrons são denominados de isótonos, como por exemplo, ^{33}Cl, ^{32}S, ^{31}P, ^{30}Si, com *N=16.*

Figura 1.7 - Segmento da Tabela de Nuclídeos mostrando isótopos, isóbaros e isótonos.

1.2.12. Tabela Periódica

Na história da ciência, várias propostas para classificar os elementos químicos conhecidos surgiram, em geral, acreditando haver semelhanças de comportamento nas reações químicas. A classificação mais completa e criativa foi estabelecida por Dmitri Mendeleiev, em 1869, ao mostrar que os elementos apresentavam uma periodicidade nas propriedades químicas, de acordo com o número de elétrons da última camada, coadjuvada, em alguns casos, com os da penúltima camada. Foi denominada, então, de *Tabela Periódica* dos elementos químicos.

Nela, os elementos químicos foram dispostos em 18 colunas e 9 linhas, em ordem crescente de seus números atômicos, e contém 7 períodos:

O 1º possui somente 2 elementos, o H (Z=1) e He (Z=2), com elétrons na camada *1s*.
O 2º possui 8 elementos, vai de Li (Z=3) até Ne (Z=10), com elétrons em *2s e 2p.*
O 3º possui 8 elementos, vai do Na (Z=11) até Ar (Z=18), com elétrons em *3s e 3p.*
O 4º com 18 elementos, vai do K (Z=19) até o Kr (Z=36), com elétrons *4s, 3d e 4p.*
O 5º com 18 elementos, vai do Rb (Z=37) até o Xe (Z=54), com elétrons *5s, 4d e 5p.*
O 6º com 32 elementos, vai do Cs (Z=55) até o Rn (Z=86), com os últimos subníveis *6s, 4f, 5d e 6p* preenchidos.
O 7º com 17 elementos, os actinídeos, vai do Fr (Z=87) até o Lr (Z=103), com os últimos subníveis *7s, 5f e 6d* preenchidos.

Os elementos dispostos na mesma coluna têm propriedades químicas similares e constituem as famílias ou grupos. Por exemplo, *He, Ne, Ar, Kr, Xe e Rn* constituem o grupo dos *gases nobres*; *Li, Na, K, Rb, Cs e Fr,* os *metais alcalinos; F, Cl, Br, I e At,* os *halogênios; Be, Mg, Ca, Sr, Ba e Ra os metais alcalinos-terrosos.* Na Figura 1.8 é apresentada a Tabela Periódica dos elementos químicos.

Atualmente existem mais 8 elementos com Z = 113 até 118, com símbolos ainda não definidos pela União Internacional de Química Pura e Aplicada (IUPAC), mas que em algumas tabelas são designados por: Uut, Fl, Uup, Lv, Uus e Uuo. Estes elementos são metais sintéticos obtidos por reações nucleares com íons pesados, são radioativos e os seus últimos elétrons preenchem os subníveis *5f*, *6d e 7s.* Além destes, existem mais 12 elementos pesados com Z = 104 até Z = 118, todos radioativos, cujas propriedades químicas e físicas ainda não estão bem definidas.

Na Tabela 1.1 são apresentados os nomes, os métodos de obtenção e algumas das características dos elementos Z = 97 a 115, todos radioativos.

Figura 1.8 - Tabela Periódica dos elementos químicos.

Tabela 1.1 - Denominação, símbolo e características dos elementos de Z = 97 a 118. (ver: IUPAC 2010, *Pure Appl.Chem*. v.83, pp.359-396,2011). http://www.chem.qmvl.ac.uk/iupac/

Elemento	Simbolo	Número Atômico	Massa Atômica	Método de Obtenção	Configuração Eletrônica
Berkélio	Bk	97	247,0703	^{246}Cm(α,pn)	[Rn] $5f^{9}\ 7s^{2}$
Califórnio	Cf	98	251,0796	^{245}Cm (α,n)	[Rn] $5f^{10}\ 7s^{2}$
Eisteinio	Es	99	252,083	^{249}Cf(d,3n)	[Rn] $5f^{11}\ 7s^{2}$
Férmio	Fm	100	257,0951	^{240}Pu(^{12}C,4n)	[Rn] $5f^{12}\ 7s^{2}$
Mendelévio	Md	101	258,0984	^{241}Am(^{12}C,5n)	[Rn] $5f^{13}\ 7s^{2}$
Nobélio	No	102	259,1011	^{244}Cm (^{12}C,4n)	[Rn] $5f^{14}\ 7s^{2}$
Laurêncio	Lr	103	262,1098	^{205}Tl(^{50}Ti,2n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{1}\ 7s^{2}$
Rutherfórdio	Rf	104	261,1089	^{242}Pu(^{22}Ne,4n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{2}\ 7s^{2}$
Dúbnio	Db	105	262,1144	^{249}Cf (^{15}N,4n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{3}\ 7s^{2}$
Seaborgio	Sg	106	263,1186	^{248}Cf(^{22}Ne,4n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{4}\ 7s^{2}$
Bóhrio	Ns	107	262,1231	^{209}Pb (^{54}Cr,n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{5}\ 7s^{2}$
Hássio	Hs	108	265,1305	^{208}Pb(^{58}Fe,n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{6}\ 7s^{2}$
Meitnério	Mt	109	266,1378	^{209}Bi(^{58}Fe,n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{7}\ 7s^{2}$
Darmstadio	Ds	110	281,162	^{208}Pb(^{269}Ds,n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{9}\ 7s^{2}$
Roentgenio	Rg	111	280,1645	^{209}Bi(^{64}Ni,n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{10}\ 7s^{2}$
Copernicio	Cn	112	285,174	^{208}Pb(^{70}Zn,n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{10}\ 7s^{2}$
Ununtrio	Unt	113	283,176		[Rn] $5f^{14}\ 6d^{10}\ 7s^{2}\ 7p^{1}$
			284,178		
Ununquadrio	Unq	114	288,186	^{244}Pu(^{48}Ca,3n)	[Rn] $5f^{14}\ 6d^{10}\ 7s^{2}\ 7p^{2}$
			289,187		
Ununpentio	Unp	115	287,191		[Rn] $5f^{14}\ 6d^{10}\ 7s^{2}\ 7p^{3}$
			288,192		
Livermorio	Lv	116	(293)		
Ununseptio	Uus	117	(294)		
Ununoctio	Uuo	118	(294)		

1.2.13. Preenchimentos das camadas eletrônicas

Para distribuir os elétrons nos níveis e subníveis de energia, é preciso adotar o *Diagrama* criado por *Linus Pauling*, obedecer ao *Princípio de Exclusão de Pauli e a Regra de Hund.*

O diagrama provém da *teoria quântica da matéria*, na qual, a energia não se apresenta de modo contínuo, mas em pacotes discretos, em *quanta*. Esta teoria foi necessária para explicar, dentre outros fenômenos, os orbitais estacionários dos elétrons e nucleons atômicos e as transições com emissão de radiações com energia definida.

Nesta visão do átomo, os elétrons se distribuem ao redor do núcleo, em regiões privilegiadas, denominadas *camadas*, sendo que em cada camada só podem habitar *orbitais* bem definidos pelos denominados números quânticos. Assim, *cada elétron possui um conjunto de números que o identificam.*

Número Quântico Principal n

O número *quântico principal n*, representa o nível principal de energia que, para os elétrons, corresponderia a *"distância"* deles em relação ao núcleo. Isto porque a intensidade da força de atração entre as cargas positiva (*Ze*) do núcleo e negativa (*e*) do

elétron, varia com o inverso do quadrado da distância (*d*) entre elas. Como esta força deve ser equilibrada pela força centrífuga do elétron com determinada velocidade, a distância (*d*) fixa o valor de sua energia cinética, no estado estacionário. Os valores de *n* são: 1, 2, 3, 4, 5, 6 e 7, e correspondem aos denominados níveis energéticos K, L, M, N, O, P e Q.

Número Quântico Orbital l

O *número quântico orbital* ou secundário l, equivale aos orbitais dos subníveis energéticos e descreve a forma dos orbitais. *Para cada valor de n, l varia de 0 até n–1.*

Por exemplo:

n = 1 *l* = 0
n = 2 *l* = 0 e 1
n = 3 *l* = 0, 1 e 2

Existe uma nomenclatura para estes subníveis:
l = 0 *subnível s*
l = 1 *subnível p*
l = 2 *subnível d*
l = 3 *subnível f*

Como para os diversos valores de *n*, pode haver valores de *l* iguais, a notação utilizada para diferenciá-los é a seguinte: para *n =1, 1s; n =2, 2s e 2p; n = 3, 3s, 3p, 3d.*

Número Quântico Magnético m

O *número quântico magnético m,* indica o número de orbitais dos subníveis e a orientação em relação a uma direção estabelecida no espaço. *Ele varia*, em número inteiro*, de (-l) até (+l), incluindo l=0.* Isto significa que, para um valor do momento angular orbital *l, existem (2l+1) orientações*, ou "meridianos" possíveis de serem ocupados por elétrons. Por exemplo, para *l=2*, existem *-2, -1, 0, 1 e 2.*

Spin

O *quarto número quântico* é denominado de *spin*. Corresponde, na visão geométrica clássica, ao sentido de rotação do elétron em torno de seu próprio eixo. *Constitui um momento magnético intrínseco* do elétron. Pode assumir somente dois valores: + ½ e - ½, correspondentes às orientações *"para cima"* e *"para baixo",* respectivamente.

Resumindo todos estes conceitos, vê-se que *n*, *l*, e *m* têm variações com valores expressos por números inteiros, indicando que a energia dos elétrons se diferencia em valores inteiros, em *quanta.*

Na Figura 1.9 é apresentado o *diagrama de Linus Pauling*, onde em cada célula podem ser alocados 2 elétrons, um com spin para cima e outro para baixo. O valor da energia de cada nível ou subnível é negativo, para representar uma energia de campo atrativo. Assim, quanto mais negativo, mais próximo do núcleo estará o elétron, e maior será sua energia de ligação.

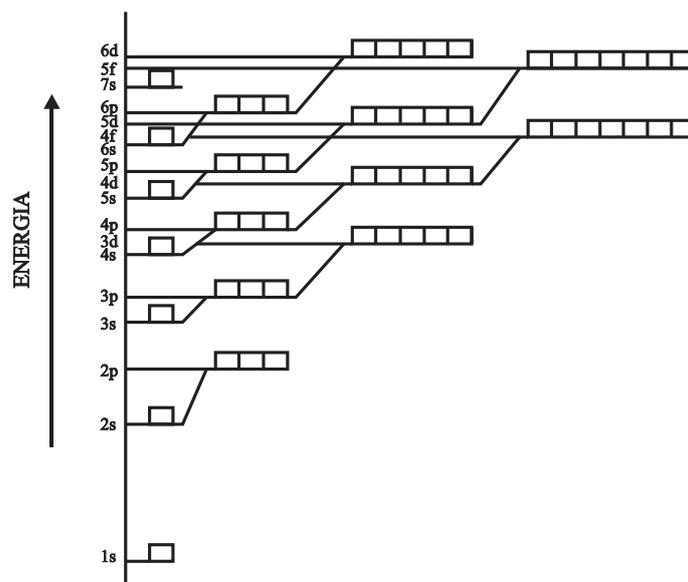



Figura 1.9 - Diagrama de Linus Pauling para distribuição dos elétrons segundo os níveis de energia.

1.2.14. Regra de Hund

Se *dois orbitais de mesma energia* estão disponíveis, o *elétron ocupará, de preferência, o orbital vazio*, ao invés de ocupar um orbital onde já existe um elétron.

1.3. TRANSIÇÕES

1.3.1. Estados excitados

Quando *o átomo* se encontra *em equilíbrio*, os seus elétrons e seus nucleons se encontram em *orbitais estacionários*. Se partículas ou ondas eletromagnéticas forem lançadas contra ele, sob certas condições físicas, elas poderão colidir com alguns de seus elétrons ou com o seu núcleo. Devido à disposição geométrica, ao número, à carga e ao movimento, *a probabilidade de colisão com os elétrons é muitas vezes superior à probabilidade de colisão com o núcleo*. No choque, a radiação transfere parcial ou totalmente a sua energia que, se for superior à energia de ligação, provocará uma ionização ou uma reação nuclear, no átomo ou no núcleo, respectivamente. Quando a *energia* absorvida for *inferior à energia de ligação, ocorrerá um deslocamento da partícula alvo*, para estados disponíveis nas estruturas eletrônica ou nuclear, gerando os denominados *estados excitados* eletrônicos ou nucleares.

1.3.2. Transição eletrônica

É possível classificar as transições eletrônicas em dois tipos. O primeiro tipo envolve as *transições de baixa energia* (luz) que ocorrem entre os níveis ou subníveis de energia próximos do contínuo. O segundo, envolvendo os níveis ou subníveis mais internos, originando os raios X característicos, *de alta energia*, conforme são ilustrados nas Figuras 1.10 e 1.11. Na Tabela 1.2 são dadas as energias e as intensidades relativas dos raios X característicos emitidos pelos elementos de número atômico de 20 a 109.

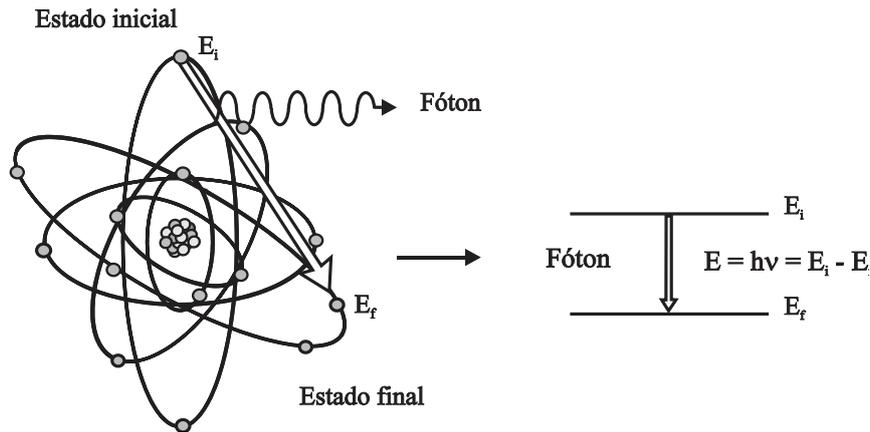



Figura 1.10 - Representação de uma transição eletrônica, resultando na emissão de um fóton de luz ou raio X característico.

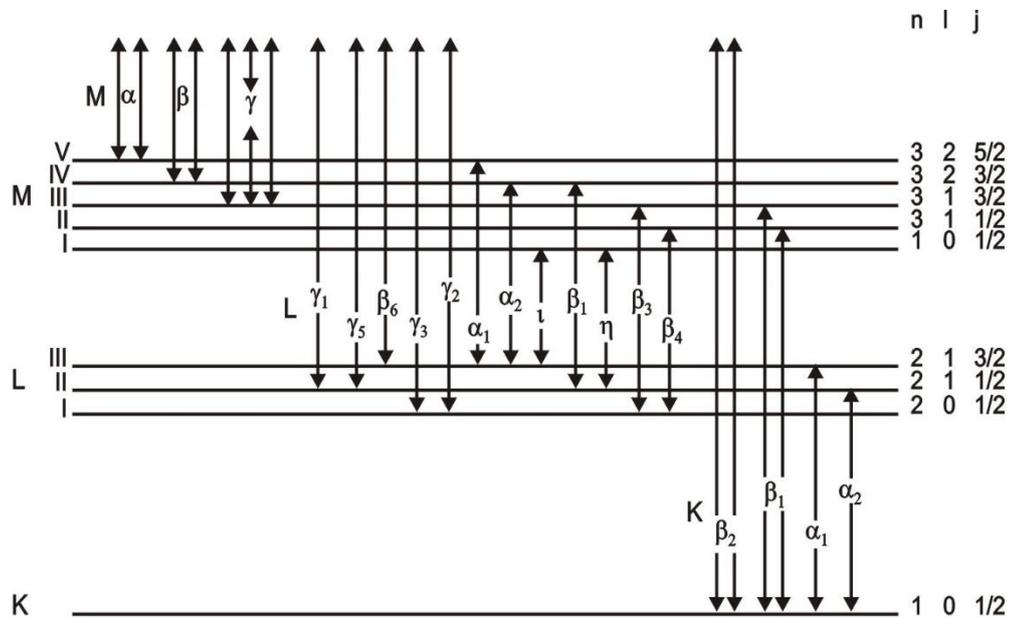



Figura 1.11 - Raios X característicos originados nas transições entre níveis e subníveis eletrônicos.

1.3.3. Transição nuclear

Quando *nucleons são deslocados* para estados disponíveis, formando os estados excitados, *no restabelecimento do equilíbrio* eles *emitem* a energia absorvida sob a forma de *radiação gama*, que será descrita posteriormente.

1.3.4. Meia-vida do estado excitado

O tempo de permanência da partícula no estado excitado depende das características que definem os estados inicial e final que irão participar da transição, e pode ser definido probabilisticamente em termos de meia-vida. O seu valor depende da variação do momento angular e paridade do orbital do estado excitado, energia e tipo de

transição eletromagnética. Em geral, seu valor é muito pequeno, variando entre *10^{-6} a 10^{-15}* segundos, principalmente para elétrons. *Os estados excitados nucleares são de duração semelhante*, mas alguns núcleos possuem *estados excitados com meia-vida bastante longa* e podem, em alguns deles, funcionar como *estados isoméricos*. A *meia-vida do estado excitado não apresenta ligação direta com a meia-vida do núcleo.*

Tabela 1.2 - Energias e intensidades relativas dos raios X emitidos pelos elementos de número atômico de 20 a 109.

Ref.: J.A. Bearden Rev of Modern Physics
F.T. Porter, M.S. Freedman, J. Of Phys. And Chem. Reference Data 7,1276 (1978) E_X: Z = 84 - 103
T.A. Carlson, C.W. Nestor, Atomic Data and Nucl. Data Tables 19, 153 (1977) E_X: Z≥104
J.H. Scofield, Phys. Rev. A9. 1041 (1974) I_r : Z + 20 - 98
C.C. Lu, F.B. Malik, T.A. Carlson, Nucl. Phys. A 175, 289 (1975) I_r : Z≥99

	E_x [keV]				I_r*				E_x [keV]				I_r*		
Elem.	Kα2	Kα1	Kβ1		Kα2	Σβ1	Σβ2	Elem.	Kα2	Kα1	Kβ1		Kα2	Σβ1	β2
20 Ca	3,69	3,69	4,01		50,6	19,8		65 Tb	43,74	44,48	50,38	51,72	55,8	31,9	8,3
21 Sc	4,09	4,09	4,46		50,7	20,1		66 Dy	45,21	46,00	52,12	53,51	56,0	32,0	8,3
22 Tl	4,50	4,51	4,93		50,8	20,4		67 Hg	46,70	47,55	53,88	55,32	56,2	32,2	8,4
23 V	4,94	4,95	5,43		50,8	20,6		68 Er	48,22	49,13	55,68	57,21	56,3	32,4	8,4
24 Cr	5,41	5,41	5,95		50,9	20,2		69 Tm	49,77	50,74	57,72	59,09	56,5	32,6	8,5
25 Mn	5,89	5,90	6,49		51,0	20,9		70 Yb	51,35	52,39	59,37	60,98	56,7	32,7	8,5
26 Fe	6,39	6,40	7,06		51,1	21,0		71 Lu	52,97	54,07	61,28	62,97	56,9	32,9	8,7
27 Co	6,92	6,93	7,65		51,2	21,1		72 Hf	54,61	55,79	63,23	64,98	57,1	33,1	8,8
28 Ni	7,46	7,48	8,26		51,2	21,2		73 Ta	56,28	57,53	65,22	67,01	57,4	33,2	9,0
29 Cu	8,03	8,05	8,90		51,3	20,9		74 W	57,98	59,32	67,24	69,10	57,6	33,4	9,1
30 Zn	8,62	8,64	9,57	9,66	51,4	21,4		75 Re	59,72	61,14	69,31	71,23	57,8	33,5	9,3
31 Ga	9,22	9,25	10,26	10,37	51,5	21,8		76 Os	61,49	63,00	71,41	73,40	58,0	33,7	9,4
32 Ge	9,86	9,89	10,98	11,10	51,5	22,3	0,5	77 Ir	63,29	64,90	73,56	75,62	58,3	33,8	9,6
33 As	10,51	10,54	11,73	11,86	51,5	22,8	0,9	78 Pt	65,12	66,83	75,75	77,88	58,5	34,0	9,7
34 Se	11,18	11,22	12,50	12,65	51,6	23,3	1,3	79 Au	66,99	68,80	77,98	80,19	58,7	34,1	9,9
35 Br	11,88	11,92	13,29	13,47	51,8	23,7	1,8	80 Hg	68,90	70,82	80,25	82,54	59,0	34,3	10,0
36 Kr	12,60	12,65	14,11	14,32	51,9	23,8	2,4	81 Tl	70,83	72,87	82,58	84,95	59,2	34,4	10,2
37 Rb	13,34	13,40	14,96	15,19	52,0	24,2	2,8	82 Pb	72,80	74,97	84,94	87,36	59,5	34,6	10,4
38 Sr	14,10	14,17	15,84	16,08	52,1	24,6	3,2	83 Bi	74,81	77,11	87,34	89,86	59,8	34,7	10,6
39 Y	14,88	14,96	16,74	17,02	52,2	25,0	3,5	84 Po	76,86	79,29	89,81	92,39	60,1	34,9	10,8
40 Zr	15,69	15,78	17,67	17,97	52,3	25,4	3,7	85 At	78,95	81,52	92,32	94,97	60,3	35,0	11,1
41 Nb	16,52	16,62	18,62	18,95	52,4	25,8	3,9	86 Rn	81,07	83,79	94,87	97,61	60,6	35,2	11,3
42 Mo	17,37	17,48	19,61	19,97	52,5	26,2	4,0	87 Fr	83,23	86,11	97,47	100,30	60,9	35,3	11,5
43 Tc	18,25	18,37	20,62	21,01	52,6	26,5	4,2	88 Ra	85,43	88,47	100,13	103,04	61,2	35,5	11,7
44 Ru	19,15	19,28	21,66	22,07	52,7	26,8	4,4	89 Ac	87,68	90,89	102,84	105,83	61,5	35,6	11,9
45 Rh	20,07	20,22	22,72	23,17	52,8	27,1	4,5	90 Th	89,96	93,35	105,60	108,68	61,8	35,8	12,1
46 Pd	21,02	21,18	23,82	24,30	52,9	27,4	4,7	91 Pa	92,28	95,86	108,42	111,59	62,1	35,9	12,2
47 Ag	21,99	22,16	24,94	25,46	53,1	27,8	4,8	92 U	94,65	98,43	111,30	114,56	62,5	36,1	12,3
48 Cd	22,98	23,17	26,10	26,64	53,2	28,0	5,1	93 Np	97,07	101,06	114,23	117,58	62,8	36,2	12,5
49 In	24,00	24,21	27,28	27,86	53,3	28,3	5,4	94 Pu	99,53	103,73	117,73	120,67	63,2	36,4	12,6
50 Sn	25,04	25,27	28,49	29,11	53,4	28,6	5,6	95 Am	102,03	106,47	120,28	123,82	63,5	36,5	12,8
51 Sb	26,11	26,36	29,73	30,39	53,6	28,8	6,0	96 Cm	104,59	109,27	123,40	127,03	63,9	36,7	12,9
52 Te	27,20	27,47	31,00	31,70	53,7	29,1	6,3	97 Bk	107,19	112,12	126,12	130,31	64,2	36,8	13,0
53 J	28,32	28,61	32,29	33,04	53,8	29,3	6,6	98 Cf	109,83	115,03	129,82	133,65	64,6	38,0	13,2
54 Xe	29,46	29,78	33,62	34,42	54,0	29,5	7,0	99 Es	112,53	118,01	133,14	133,06	65,1	37,2	13,3
55 Cs	30,63	30,97	34,99	53,82	54,1	29,7	7,3	100 Fm	115,29	121,06	136,52	140,55	65,4	37,3	13,4
56 Ba	31,82	32,19	36,38	37,26	54,3	30,0	7,6	101 Md	118,09	124,17	139,97	144,10	65,8	37,3	13,5
57 La	33,03	33,44	37,80	38,73	54,4	30,2	7,7	102 No	120,95	127,36	143,51	147,74	66,2	37,6	13,7
58 Ce	34,28	34,72	39,26	40,23	56,4	30,4	7,7	103 Lr	123,87	130,61	147,11	151,45	66,7	37,7	13,8
59 Pr	35,55	36,03	40,75	41,77	54,8	30,6	7,8	104	126,85	133,95	150,80	155,25	67,1	37,8	13,9
60 Nd	36,85	37,36	42,27	43,33	54,9	30,9	7,9	105	129,88	137,35	154,56	159,12	67,5	38,0	14,1

	E_x [keV]				I_r*				E_x [keV]				I_r*		
Elem.	Kα$_2$	Kα$_1$	Kβ$_1$		Kα$_2$	Σβ$_1$	Σβ$_2$	Elem.	Kα$_2$	Kα$_1$	Kβ$_1$		Kα$_2$	Σβ$_1$	β$_2$
61 Pm	38,17	38,72	43,83	44,94	55,1	31,1	8,0	106	132,94	140,80	158,37	163,04	68,0	38,1	14,2
62 Sm	39,52	40,12	45,41	46,58	55,3	31,3	8,1	107	136,09	144,37	162,30	167,08	68,4	38,2	14,3
63 Eu	40,90	41,54	47,04	48,26	55,4	31,5	8,1	108	139,30	148,01	166,31	171,21	68,9	37,3	14,5
64 Gd	42,31	43,00	48,70	49,96	55,6	31,7	8,1	109	142,58	151,75	170,42	175,43	69,4	38,5	14,6

*I_r Kα$_1$ = 100

E_X

Kα$_2$: E (K-L$_{II}$) Kα$_2$: I (K-L$_{II}$)
Kα$_1$: E (K-L$_{III}$) Kα$_1$: I (K-L$_{III}$)
Kβ$_1$: E (K-M$_{III}$) Σβ$_1$: I (K-M$_{III}$) + I (K-M$_{II}$) + I (K-M$_{IV+V}$)
1 ~0,5 < 0,05
: E (K-N$_{III}$) Σβ$_2$: I (K-N$_{III}$) + I (K-N$_{II}$) + I (K-N$_{IV+V}$) + I (K-O + ...)
1 ~0,5 < 0,05 ~0,2 - 0,4
(Z ~50 - 109)

1.4. ORIGEM DA RADIAÇÃO

As radiações são produzidas por processos de *ajuste*s que ocorrem *no núcleo ou nas camadas eletrônicas, ou pela interação* de outras radiações ou partículas com o *núcleo ou com o átomo.*

Exemplos: radiação beta e radiação gama (ajuste no núcleo), raios X característico (ajuste na estrutura eletrônica), raios X de freamento (interação de partículas carregadas com o núcleo) e raios delta (interação de partículas ou radiação com elétrons das camadas eletrônicas com alta transferência de energia).

1.4.1. Fótons

A radiação eletromagnética é constituída por vibração simultânea de campos magnético e elétrico, perpendiculares entre si, originados durante a transição, pela movimentação da carga e momento magnético da partícula, quando modifica seu estado de energia, caracterizado pelo momento angular, spin e paridade. *As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são os raios X e a radiação gama.*

Para compreender como surge uma onda eletromagnética a partir da transição entre dois estados de uma partícula ligada num orbital eletrônico ou nuclear, uma explicação detalhada será dada a seguir.

Pelo Eletromagnetismo, sabe-se que quando uma *carga elétrica* se move num orbital fechado, ela gera um *campo magnético* $\vec{B}$, perpendicular ao seu plano de rotação. Da mesma forma, uma *carga magnética*, gera um *campo elétrico* $\vec{E}$.

Quando uma partícula, que possui cargas elétrica e magnética (spin), faz uma transição de estado, a sua energia varia de um valor inicial (E_i) para um valor final (E_f) ou seja, *libera uma energia* $E = E_i - E_f$.

Como os estados inicial *(i)* e final *(f)* possuem frequências de rotação de valores (ν_i) e (ν_f), à transição estará associada a uma *diferença de frequências* $\nu = \nu_i - \nu_f$, que constitui a *frequência da transição* de energia *(E)*, expressa quanticamente por $E = h\nu$, onde h é a constante de Planck.

Na transição, houve simultaneamente uma mudança nos valores dos campos elétrico ($\vec{E}$) e magnético ($\vec{B}$) associados aos estados inicial e final da partícula. Isto significa que as *diferenças de valores de campos* ($\Delta\vec{E}$) e ($\Delta\vec{B}$) serão simultaneamente

carregadas pelas *diferenças de energia (E)* e *frequência (ν)* da transição, ou seja, por uma ***onda eletromagnética ou fóton (E=hν).***

1.4.2. Raios X

Raio X é a denominação dada à radiação eletromagnética de alta energia que tem origem na eletrosfera ou no freamento de partículas carregadas no campo eletromagnético do núcleo atômico ou dos elétrons.

1.5. RADIOATIVIDADE

1.5.1. Constante de decaimento λ

Os átomos instáveis, de mesma espécie e contidos numa amostra, *não realizam transformações para se estabilizarem, ao mesmo tempo*. Eles as fazem de modo aleatório. *Não se pode prever o momento em que um determinado núcleo irá se transformar* por decaimento. Entretanto, *para uma quantidade grande de átomos, o número de transformações por segundo é proporcional ao número de átomos* que estão por se transformar naquele instante. Isto significa que *a probabilidade de decaimento por átomo por segundo deve ser constante*, independente de quanto tempo ele tem de existência. Esta *probabilidade de decaimento por átomo por segundo é denominada de Constante de Decaimento λ* e é característica de cada radionuclídeo.

1.5.2. Atividade de uma amostra, A

A taxa de mudanças dos átomos instáveis em um determinado instante é denominada de Atividade. Assim, chamando de *n(t)* o número de átomos existentes numa amostra, no instante *t*, a atividade *A(t)*, será expressa por:

$$A(t) = \frac{dn(t)}{dt} = -\lambda n(t)$$

Nota: O número n(t) de átomos radioativos é obtido em função da massa do isótopo contido na amostra, do número de Avogadro N_A, da massa atômica A e do percentual de átomos radioativos na massa do isótopo.

1.5.3. Atividade de uma amostra em um dado instante

Integrando a equação diferencial e chamando de n_0 o número de átomos radioativos existentes na amostra no instante $t = 0$:

$$n(t) = n_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

A atividade da amostra pode ser obtida pela expressão:

$$A(t) = \lambda n(t) = \lambda \cdot n_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

A atividade da amostra no instante zero, A_0, é expressa por:

$$A_0 = \lambda \cdot n_0$$

e, portanto:

$$A(t) = A_0 \cdot e^{-\lambda t}$$

O número inicial n_0 de átomos de massa atômica *A* numa amostra de massa *m* (em g) é obtido pela expressão:

$$n_0 = \frac{m.N_A}{A}$$

onde N_A = *número de Avogadro= 6,02 .10*^{23} átomos em *A* gramas do radionuclídeo.

1.5.4. Decaimento da atividade com o tempo

Num núcleo radioativo existem vários estados excitados. A maneira e o tempo com que cada estado se transforma num estado mais estável, depende de suas características físicas como: energia, momento angular, paridade, spin, etc. Cada estado tem duração média e transição próprias. Globalmente, o núcleo se comporta como um todo, estabilizando-se com uma probabilidade constante, característica do nuclídeo, que é a constante de decaimento λ.

A atividade de uma amostra depende do valor inicial da atividade no instante zero e é uma função exponencial decrescente do tempo. A Figura 1.12 mostra a função de decaimento e os parâmetros principais envolvidos no processo.

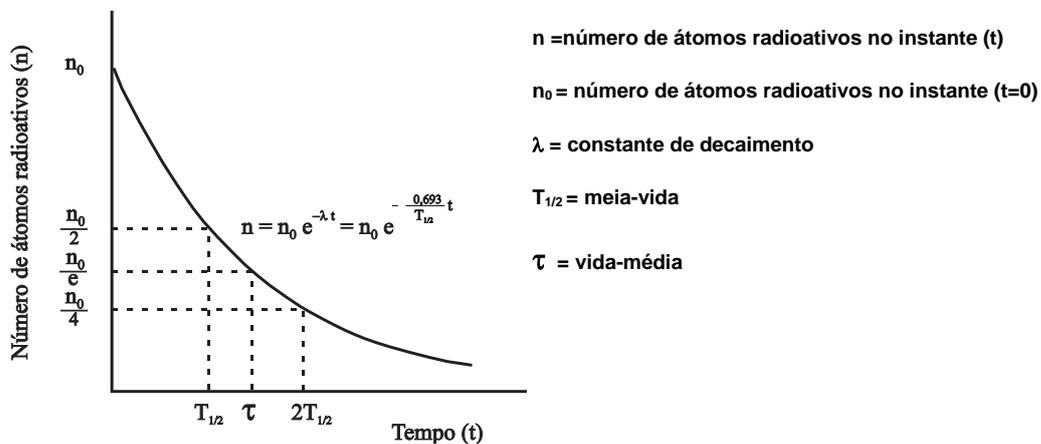



Figura 1.12 - Curva representativa do decaimento de um radiosótopo em função do tempo e seus principais parâmetros.

1.5.5. Unidades de atividade - o becquerel e o curie

A atividade de uma fonte é medida em unidades de transformações por segundo, denominada *becquerel (Bq) = s*$^{-1}$ no Sistema Internacional.

A unidade antiga, ainda em uso em equipamentos antigos ou produzidos em alguns países (como os EUA.) é o *curie* (*Ci*). Por sua definição inicial, equivale ao número de transformações por segundo em um grama de ^{226}Ra, que é de $3{,}7 \cdot 10^{10}$ transformações por segundo. Portanto, *1 Ci* é equivalente a $3{,}7 \cdot 10^{10} \cdot Bq$.

A título de informação, nos rótulos das garrafas de água mineral, a radioatividade é expressa numa unidade denominada de *mache.* O mache equivale a uma concentração de 12,802 Bq L^{-1} associada, em geral, ao ^{226}Ra.

1.5.6. Múltiplos e submúltiplos das unidades de atividade

No registro do valor da atividade de uma amostra são utilizados, frequentemente, múltiplos ou submúltiplos destas unidades. Assim:

Múltiplos e Símbolos				
Quilo	k	10^3	kBq	kCi
Mega	M	10^6	MBq	MCi
Giga	G	10^9	GBq	GCi
Tera	T	10^{12}	TBq	TCi
Peta	P	10^{15}	PBq	PCi

Submúltiplos e Símbolos				
Mili	m	10^{-3}	mBq	mCi
Micro	μ	10^{-6}	μBq	μCi
Nano	n	10^{-9}	nBq	nCi
Pico	p	10^{-12}	pBq	pCi
Femto	f	10^{-15}	fBq	fCi

Como as unidades becquerel e curie tem valores muito diferentes, em termos de ordem de grandeza, alguns múltiplos do Ci não são utilizados, como GCi, TCi e PCi, e da mesma forma, os valores abaixo de nBq.

1.5.7. Meia-vida do radioisótopo $T_{1/2}$

O intervalo de tempo, contado a partir de um certo instante, *necessário para que metade dos átomos radioativos decaiam é denominado de meia-vida*, e pode ser visualizado na Figura 1.12. A relação entre a meia-vida e a constante de decaimento λ é expressa por:

$$T_{1/2} = \frac{\ell n 2}{\lambda} = \frac{0{,}693}{\lambda}$$

A meia-vida pode ter valores muito pequenos como os do ^{20}F e ^{28}Al, com 11 s e 2,24 min respectivamente, grandes como ^{90}Sr (28,5 a), ^{60}Co (5,6 a) e ^{137}Cs (30 a), e muito grandes como os do ^{232}Th ($1{,}405 \cdot 10^{10}$ a) e ^{238}U ($4{,}46 \cdot 10^9$ a).

1.5.8. Vida-média do radioisótopo, τ

O intervalo de tempo necessário para que a atividade de uma amostra decresça de um fator 1/e, onde ***e*** é a base do logaritmo neperiano, *é denominado de vida-média e vale:*

$$\tau = \frac{1}{\lambda} = \frac{T_{1/2}}{0{,}693}$$

1.6. RADIAÇÕES NUCLEARES

Radiação nuclear é o nome dado às partículas ou ondas eletromagnéticas emitidas pelo núcleo durante o processo de restruturação interna, para atingir a estabilidade. Devido à intensidade das forças atuantes dentro do núcleo atômico, as radiações nucleares são altamente energéticas quando comparadas com as radiações emitidas pelas camadas eletrônicas.

É bom salientar que as radiações não são produtos da *desintegração nuclear*, como se os núcleos instáveis estivessem *se quebrando ou desmanchando.* Ao contrário, elas são indicadores do resultado das transformações do núcleo instável, na busca de estados de maior estabilidade e perfeição, ou seja, *são produtos da otimização de sua estrutura e dinâmica.*

1.6.1. Unidades de energia de radiação

A energia da radiação e das grandezas ligadas ao átomo e ao núcleo é geralmente expressa em elétron-volt (*eV*).

Um eV é a energia cinética adquirida por um elétron ao ser acelerado por uma diferença de potencial elétrica de 1 volt.

$$1 \text{ MeV} = 10^6 \text{ eV} = 1{,}6 \cdot 10^{-13} \text{ Joule.}$$

1.6.2. Radiação β

Radiação beta (β) é o termo usado para descrever elétrons de origem nuclear, carregados positiva (β^+) - *pósitrons* - ou negativamente (β^-) - *negatrons*. Sua emissão constitui um processo comum em núcleos de massa pequena ou intermediária, que possuem excesso de prótons ou de nêutrons em relação à estrutura estável correspondente. A Figura 1.13 ilustra o processo de decaimento beta.

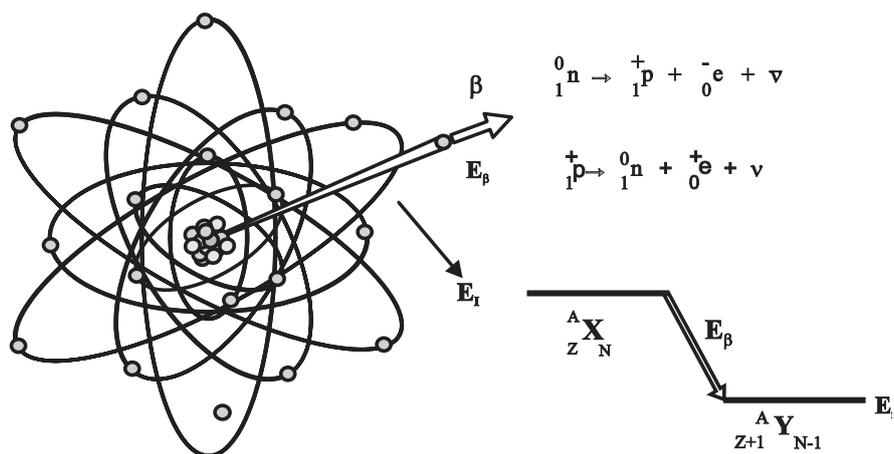



Figura 1.13 - Emissão β.

1.6.2.1. ***Emissão β⁻***

Quando um núcleo tem excesso de nêutrons em seu interior e, portanto, falta de prótons, o mecanismo de compensação ocorre através da transformação de um nêutron em um próton mais um elétron**,** que é emitido no processo de decaimento.

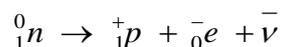
Nesse caso, o núcleo inicial transforma-se de uma configuração $^{A}_{Z}X$ em $^{A}_{Z+1}X$ uma vez que a única alteração é o aumento de uma carga positiva no núcleo.

1.6.2.2. ***O neutrino ν e o anti-neutrino $\bar{\nu}$***

A necessidade de conservação de energia e de paridade no sistema durante o processo de decaimento beta levou Pauli à formulação da hipótese da existência de uma partícula, que dividiria com o elétron emitido, a distribuição da energia liberada pelo núcleo no processo de decaimento. A teoria foi posteriormente confirmada, sendo verificada a presença do neutrino, **ν**, na emissão β^{+} e do anti-neutrino, $\bar{\nu}$, na emissão β^{-}. *O neutrino é uma partícula sem carga, de massa muito pequena em relação ao elétron,* sendo, por esse motivo, de difícil detecção.

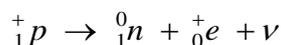
1.6.2.3. ***Equação da transformação do nêutron na emissão β⁻***

A transformação do nêutron em um próton pelo processo da emissão β^{-} pode ser representada por:

$$^{0}_{1}n \rightarrow \, ^{+}_{1}p + \, ^{-}_{0}e + \bar{\nu}$$

A energia cinética resultante da diferença de energia entre o estado inicial do núcleo $^{A}_{Z}X$ e o estado do núcleo resultante $^{A}_{Z+1}Y$ é distribuída entre o elétron e o anti-neutrino. Após o processo pode haver ainda excesso de energia, que é emitido na forma de radiação gama.

1.6.2.4. ***Emissão β⁺***

A emissão de radiação tipo β^{+} provém da transformação de um próton em um nêutron, assim simbolizada:

$$^{+}_{1}p \rightarrow \, ^{0}_{1}n + \, ^{+}_{0}e + \nu$$

O núcleo inicial, $^{A}_{Z}X$, após a transformação do próton, resulta em $^{A}_{Z-1}Y$.

O pósitron tem as mesmas propriedades de interação que o elétron negativo, somente que, após transferir sua energia cinética adicional ao meio material de interação, ele captura um elétron negativo, forma o positrônio, que posteriormente se aniquila, gerando duas radiações gama de energia 0,511 MeV cada, emitidas em sentidos contrários.

1.6.2.5. Características da emissão beta

Nas transições beta, que abrangem a emissão β^{-}, β^{+} e captura eletrônica *(EC)*, ocorrem mudanças de um estado do núcleo-pai para um ou mais estados do núcleo-filho.

Tais estados são caracterizados por seus parâmetros como: energia, momento angular total e paridade.

Assim, as transições carregam diferenças de energia, momento angular e paridade.

a) Distribuição de energia na emissão β

A energia da transição é bem definida, mas como ela é repartida entre elétron e o neutrino, a energia da radiação beta detectada terá um valor variando de *0* até um valor máximo, denominado de E_{max}. Assim, o espectro da radiação beta detectada será contínuo, iniciando com valor *0* e terminando em E_{max} como é mostrado na Figura 1.14.

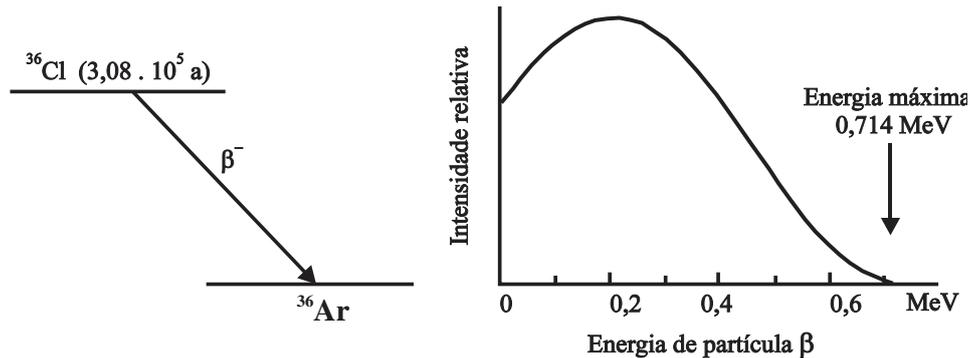



Figura 1.14 - Espectro de distribuição em energia de um processo de emissão β.

O espectro β^+ tem forma semelhante à do espectro β^-, porém um pouco distorcido para a direita, devido à repulsão da carga elétrica positiva concentrada no núcleo.

O espectro β^- detectado, difere um pouco do emitido, devido à atração elétrica do núcleo e repulsão dos elétrons atômicos, que o distorce para a esquerda, no sentido da região de baixa energia.

A energia de radiação beta é normalmente representada por seu valor máximo, embora uma melhor caracterização seja dada pelo seu valor médio e pela moda da distribuição.

b) Paridade da transição beta

A paridade da transição beta é obtida pelo produto das paridades dos estados inicial do núcleo-pai e final do núcleo filho, podendo ser positiva ou negativa, ou seja, *trocar ou não de paridade.*

A paridade de um estado de uma partícula está associada ao formato de sua descrição pela função matemática que o descreve, denominada de *função de onda*. Se, na sua representação gráfica, ela seccionar o eixo dos *X* um número par de vezes, ela possui a paridade par ou positiva. Se seccionar um número ímpar, paridade ímpar ou negativa.

c) Classificação das transições beta

Conforme os valores do momento angular e da paridade associados à transição beta, as transições beta são denominadas de *Permitidas* e *Proibidas*.

Por exemplo, as transições com diferença de momento angular *(J = 0* ou *1)* e que não mudam a paridade dos estados inicial do núcleo-pai e final do núcleo-filho, são denominadas de *Permitidas*. As transições com valores de *J = 1 ou 2* e que mudam a paridade, são denominadas de *1ª proibida* ou *1ª proibida única*. As com valores de *J=2,3* que não trocam a paridade são denominadas de *2ª proibida* e *2ª roibida única,* e assim por diante. (ver: E. de Almeida e L. Tauhata, *Física Nuclear*, Ed. Guanabara 2 - 1981).

As transições permitidas têm maior probabilidade de emissão que as proibidas.

1.6.2.6. *Emissão de mais de uma radiação beta em um decaimento*

No processo de decaimento, a busca do estado fundamental pode ocorrer por meio de processos alternativos, com probabilidades de ocorrência de acordo com o grau de *facilidade* ou de *dificuldade* para realizar a transformação.

A probabilidade de transição beta depende da diferença de energia e das características físicas (números quânticos) entre os estados inicial e final.

Para alguns nuclídeos é possível ocorrer a transição beta diretamente para o estado fundamental do núcleo-filho. São os denominados *emissores beta puros*. Na maioria dos casos, a transição beta *gera o núcleo-filho em estado excitado* e o estado fundamental é atingido por meio de transições gama, conforme é ilustrado na figura 1.15. O espectro beta observado na medição de uma amostra constitui a soma dos espectros das diversas transições beta ocorridas e a sua energia máxima corresponde à da transição de maior E_{max}.

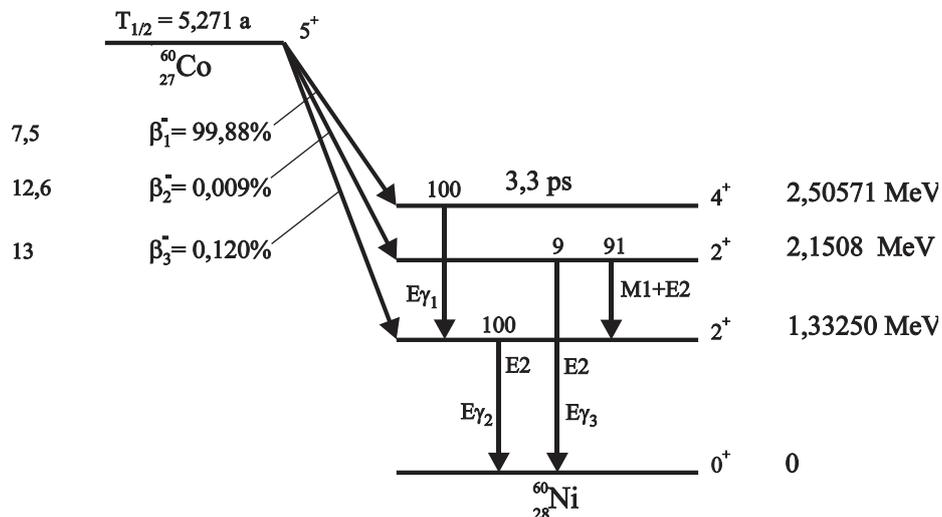



Figura 1.15 - Esquema de decaimento para caminhos alternativos de decaimento β.

1.6.2.7. *Emissores β puros*

Na maior parte dos casos, a emissão β ocorre deixando um excesso de energia no núcleo-filho, que então, emite radiação gama para descartar este excesso. Em alguns casos a transição β é suficiente para o núcleo alcançar o estado de energia fundamental. Nesses

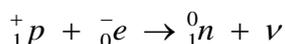
casos ocorre somente a emissão β e o nuclídeo emissor é denominado de emissor β puro. A tabela 1.3 traz exemplos de alguns desses nuclídeos.

Tabela 1.3 - Emissores beta puros.

Nuclídeo	Meia-vida	Energia máxima (MeV)
^{3}H	(12,312 ± 0,025) a	(18,564 ± 0,003)
^{14}C	(5.700 ± 30) a	(156,476 ± 0,004)
^{32}P	(14,284 ± 0,036) d	(1710,66 ± 0,21)
^{33}P	(25,383 ± 0,040) d	(248,5 ± 0,11)
^{35}S	(87,25 ± 0,15) d	(167,33 ± 0,030)
^{36}Cl	$(302 \pm 4)\cdot 10^{3}$ a	(709,53 ± 0,05)
^{45}Ca	(162,64 ± 0,11) d	(258 ± 0,7)
^{63}Ni	(98,7 ± 0,24) a	(66,980 ± 0,015)
^{90}Sr	(28,80 ± 0,07) a	(545,9 ± 0,14)
^{99}Tc	$(211,5 \pm 0,11)\cdot 10^{3}$ a	(293,8 ± 0,14)
^{147}Pm	(2,6234 ± 0,0004) a	(224,1 ± 0,3)
^{204}Tl	(3,788 ± 0,015) a	(763,7 ± 0,2)

1.6.2.8. *Captura eletrônica, EC*

Um processo que geralmente pode ocorrer junto com o decaimento β é o de captura eletrônica. Em alguns núcleos, a transformação do próton em nêutron ao invés de se realizar por emissão de um pósitron, ela se processa pela neutralização de sua carga pela captura de um elétron orbital das camadas mais próximas, assim representada (ver Figura 1.16):

$$ {}^{+}_{1}p + {}^{-}_{0}e \rightarrow {}^{0}_{1}n + \nu $$

Para núcleos de número atômico elevado, este tipo de transformação é bastante provável e compete com o processo de emissão β^{+}.

Nesse caso não ocorre emissão de radiação nuclear, exceto a do neutrino. No entanto, a captura do elétron da camada interna da eletrosfera, cria uma vacância que, ao ser preenchida, provoca a emissão de raios X característicos.

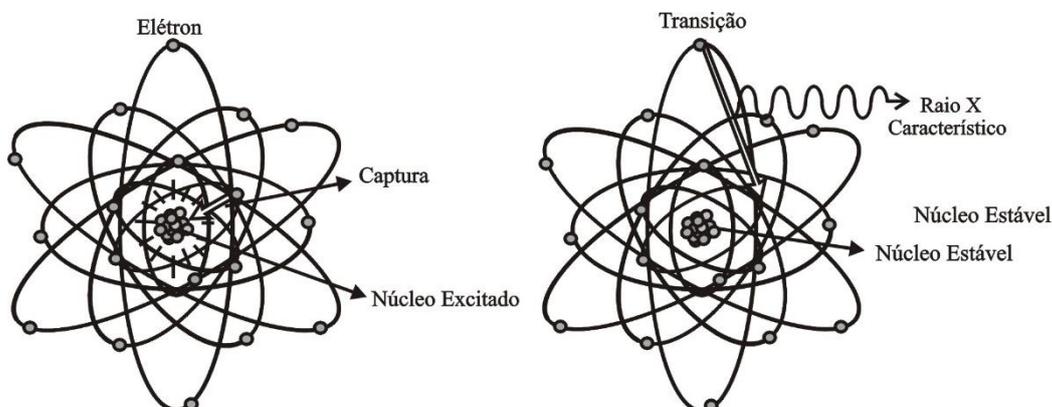



Figura 1.16 - Representação do processo de captura eletrônica e da emissão de raio X característico.

1.6.3. Radiação α

Quando o número de prótons e nêutrons é elevado, o núcleo pode se tornar instável devido à repulsão elétrica entre os prótons, que pode superar a força nuclear atrativa, de curto alcance, da ordem do diâmetro nuclear. Nesses casos pode ocorrer a *emissão pelo núcleo de partículas constituídas de 2 prótons e 2 nêutrons* (núcleo de ^{4}He), que permite o descarte de 2 cargas elétricas positivas (2 prótons) e 2 nêutrons, num total de 4 nucleons (ver Figura 1.17), e *grande quantidade de energia*. Em geral os núcleos alfa-emissores têm número atômico elevado e, para alguns deles, a emissão pode ocorrer espontaneamente.

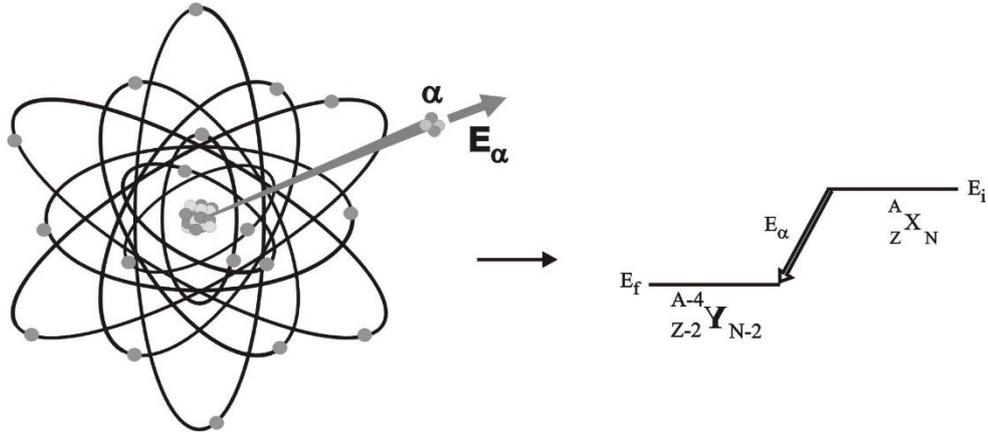



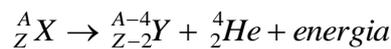
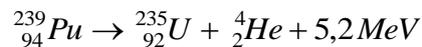
Figura 1.17 - Representação da emissão de uma partícula α por um núcleo.

1.6.3.1. *Equação da transformação no decaimento alfa*

As modificações nucleares após um decaimento alfa podem ser descritas como:

$$ {}_{Z}^{A}X \rightarrow {}_{Z-2}^{A-4}Y + {}_{2}^{4}He + energia $$

Assim, por exemplo,

$$ {}_{94}^{239}Pu \rightarrow {}_{92}^{235}U + {}_{2}^{4}He + 5{,}2\,MeV $$

A explicação da emissão de partículas alfa pelo núcleo se baseia no valor do coeficiente de transmissão de uma partícula alfa, através de uma barreira de potencial coulombiano com energia maior que a da partícula, num fenômeno conhecido como Efeito Túnel. Este coeficiente é determinado utilizando-se o método WKB (G. Wentzel, H.A. Kramers e L. Brillouin) com um formalismo tipicamente quântico. (ver: A. Messiah, *Quantum Mechanics*, Vol.2 - North Holland, 1974; E. de Almeida e L. Tauhata, *Física Nuclear*, Ed. Guanabara Dois, 1981 - Rio).

A partícula alfa pode ser emitida tanto dos estados fundamental ou excitado do núcleo-pai, gerando o núcleo-filho em diversos estados excitados, que decaem por emissão gama para o seu estado fundamental. Isto gera também radiações alfa de várias energias.

1.6.3.2. *Energia da radiação α*

A emissão α representa transições com energias bem definidas e, portanto, com valores discretos (não contínuo). De modo semelhante ao decaimento beta, o processo de decaimento pode ocorrer por caminhos alternativos, emitindo partículas alfas com diferentes energias. O espectro da contagem das partículas em função da energia apresenta, então, vários picos, cada um correspondendo a uma transição alfa.

Na figura 1.18, é apresentado o espectro das radiações alfa emitido pelo ^{241}Am e obtido por um detector de barreira de superfície.

Sendo a energia de ligação da partícula α extremamente alta (*28 MeV*) quando comparada à dos nucleons (*6 a 8 MeV*) na maioria dos núcleos, pode-se entender a razão pela qual o núcleo excitado, com $A > 150$ não emite separadamente prótons e nêutrons por emissão espontânea.

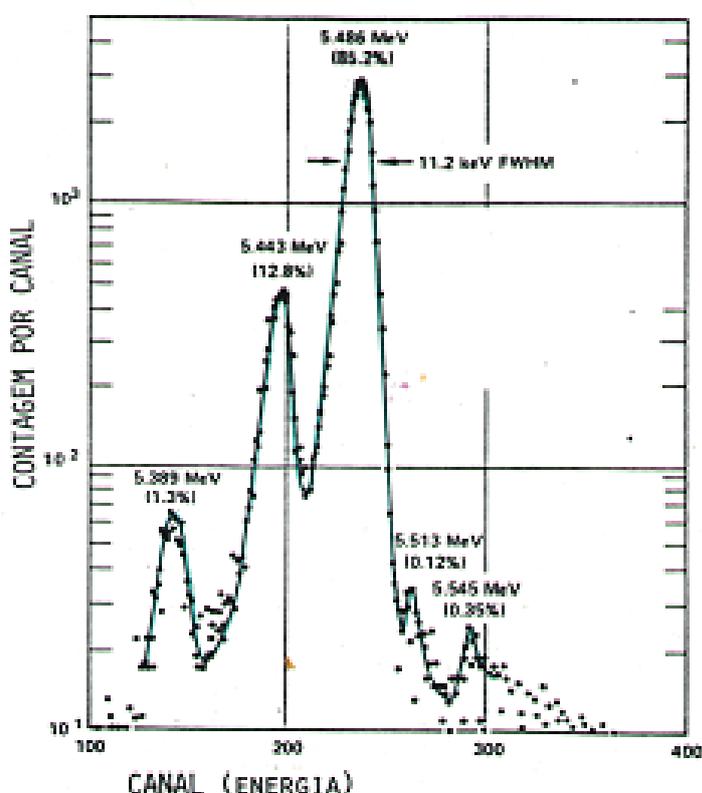



Figura 1.18 - Espectro das radiações alfa, com energias entre 5,389 MeV e 5,545 MeV, emitidas pelo ^{241}Am, e obtido com detector de barreira se superfície.

Como a maior parte das partículas α são emitidas com energia entre *3 e 7 MeV*, a sua velocidade é da ordem de um décimo da velocidade da luz. Obs.: a energia da partícula α chega a *11,65 MeV* no ^{212}Po.

Na Tabela 1.4 estão relacionadas as energias das radiações alfa emitidas por alguns radionuclídeos, muito deles escolhidos como padrões para calibração de sistemas de detecção.

Tabela 1.4 - Radionuclídeos alfa emissores, com energias bem conhecidas, utilizados como padrões para calibração de detectores.
(ver: www.nucleide.org/DDEP_WG/DDEPdata.htm)

Fonte	Meia-vida	Energia (keV)	Intensidade Relativa (%)
^{241}Am	432,6 ± 0,6 a	5485,56 ± 0,12 5442,86 ± 0,12	0,8445 ± 0,0010 0,1323 ± 0,0010
^{242}Cm	162,86 ± 0,08 d	6112,72 ± 0,08 6069,37 ± 0,09	0,7406 ± 0,0007 0,2594 ± 0,0007
^{210}Po	138,3763 ± 0,0047 d	5304,33 ± 0,07	0,9999876 ± 0,0000004
^{239}Pu	(24100 ± 11) a	5156,59 ± 0,14 5143,82 ± 0,21 5105,81 ± 0,21	0,7079 ± 0,0010 0,1714 ± 0,0004 0,1187 ± 0,0003
^{235}U	(704 ± 1)·10^{6} a	4397,8 ± 1,3 4366,1 ± 2,0 4596,4 ± 1,3 4556,0 ± 0,4 4322 ± 4 4414,9 ± 0,5	0,5719 ± 0,0020 0,1880 ± 0,0013 0,0474 ± 0,0006 0,0379 ± 0,0006 0,0333 ± 0,0006 0,0301 ± 0,0016
^{238}U	(4,468 ± 0,005)·10^{9} a	4198 ± 3 4151 ± 5	0,7754 ± 0,0050 0,2233 ± 0,0050
^{232}Th	(14,02 ± 0,06)·10^{9} a	4011,2 ± 1,2 3948,5 ± 1,4	0,789 ± 0,013 0,210 ± 0,013

1.6.4. Emissão gama

Quando um núcleo decai por emissão de radiação alfa ou beta, geralmente o núcleo residual tem seus nucleons fora da configuração de equilíbrio, ou seja, estão alocados em *estados excitados.* Assim para atingir o estado fundamental, emitem a *energia excedente sob a forma de radiação eletromagnética, denominada radiação gama (γ)*, conforme é ilustrado na Figura 1.19.

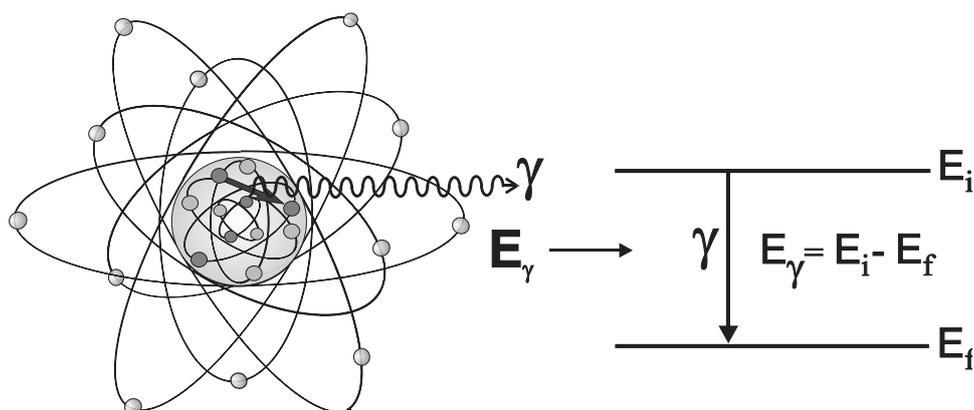



Figura 1.19 - Representação da emissão da radiação gama pelo núcleo.

1.6.4.1. *Características da emissão gama*

a) *Energia da Radiação Gama*

A energia da radiação gama é bem definida e depende somente dos valores inicial e final de energia dos orbitais envolvidos na transição, ou seja:

$$E_\gamma = E_i - E_f = h \cdot \nu$$

onde *h* é a constante de Planck (*6,6252·10^-34 J·s*) e ν é a frequência da radiação.

Assim, por exemplo, as energias das radiações gama emitidas pelo ^{60}Ni, formado pelo decaimento beta do ^{60}Co, são:

$$E_{\gamma 1} = 2{,}50571 - 1{,}33250 = 1{,}17321\ MeV$$
$$E_{\gamma 2} = 1{,}33250 - 0 = 1{,}33250\ MeV$$

b) *Paridade da transição*

A paridade de uma transição gama é definida pelo produto das paridades dos estados nucleares, inicial e final, podendo ser positiva (+) ou negativa (-). A paridade de um estado depende do seu momento angular orbital (*l*), ou seja, $\pi = (-1)^l$.

c) *Classificação das transições gama*

A diferença entre os momentos angulares totais dos estados, inicial e final, de um nucleon, $l = j_i - j_f$, é denominada de multipolaridade da transição. Para valores de *l = 0, 1, 2, 3, 4…* as transições gama são denominadas de *monopolo, dipolo, quadrupolo, octupolo, hexadecapolo, ….*

Se a paridade da transição puder ser expressa por $\pi = (-1)^l$, a transição é classificada como sendo do *tipo elétrica E, (Dipolo elétrica=E1, Quadrupolo elétrica E2, Octupolo Elétrica E3…)*, se for expressa por $\pi = (-1)^{l+1}$, será classificada como do *tipo magnética M, (Dipolo magnética=M1, Quadrupolo magnética=M2, Octupolo magnética=M3…).*

Em geral, as transições elétricas são mais intensas que as correspondentes magnéticas de mesma multipolaridade.

Além das transições gama *normais*, cujas probabilidades de ocorrência podem ser estimadas pelos modelos de Partícula Simples e de Camadas, existem as transições gama coletivas, oriundas das vibrações ou rotações coletivas nucleares. Essas transições têm intensidades muito maiores que as transições *normais* e suas probabilidades de ocorrência são previstas pelos Modelos Nucleares Coletivos. (ver: J.M. Eisenberg e W. Greiner, *Nuclear Models, Vol. 1 de Nuclear Theory*, North Holland Publishing Company, Amsterdam-London, 1970.)

1.6.4.2. *Intensidade relativa de emissão I_γ (branching ratio)*

Um estado excitado, conforme sua energia, momento angular e paridade, pode realizar uma ou mais transições para os estados excitados de menor energia, ou para o estado fundamental.

Quanto mais semelhantes as características dos estados envolvidos, mais provável será a transição. Como a soma das probabilidades de transição é 1, o percentual de emissão de cada radiação gama é diretamente proporcional à probabilidade de transição envolvida.

Assim, por exemplo, para a transição de *1,17321 MeV* do ^{60}Ni, a intensidade relativa será:

$$I_{\gamma} = I_{\beta 1} \cdot I_{\gamma 1} = 0{,}9988 \cdot 1{,}00 = 0{,}9988 \ (99{,}88\%)$$

Para a transição de 1,33250 MeV será: 99,88% + 0,12% = 100%.
Para a transição de 2,1508 MeV o valor (desprezível) será = 0,0081%

1.6.4.3. *Valores de referência para as energias das radiações γ*

Na Tabela 1.5 são apresentados os principais radionuclídeos, cujas energias e intensidades relativas das radiações gama são bem estabelecidas e, assim, muitas vezes utilizados como fontes de calibração de detectores e obtenção de suas curvas de eficiência de detecção. Na Tabela 1.5, I_{abs}(%) é o percentual de decaimento absoluto para cada radiação gama, e o termo entre parênteses é o seu desvio padrão.

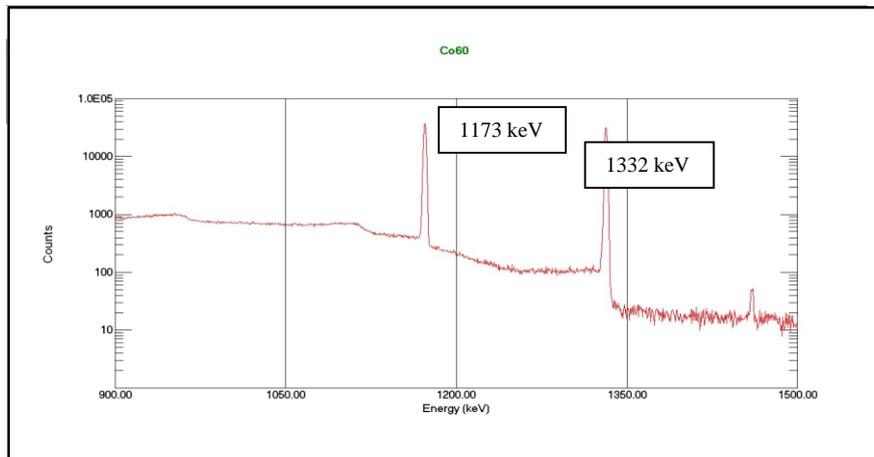



Figura 1.20 - Espectro das radiações gama do ^{60}Co obtido com o detector de germânio puro.

Tabela 1.5 - Valores padrões recomendados para radiações gama de alguns radionuclídeos (Marie-Martine Bé, Valery P. Chechev - *Nuclear Intr. Meth., A*, 728 (2013) p. 157-1712).

Nuclídeo	$T_{1/2}$	E_γ (keV)	I_{abs} (%)	Nuclídeo	$T_{1/2}$	E_γ (keV)	I_{abs} (%)
^{7}Be	(53,22 ± 0,06) d	477,6035(20)	10,44(4)	^{99m}Tc	(6,0067 ± 0,0010) h	140,511(1)	88,5(2)
^{22}Na	(2,6029 ± 0,0008) a	511,00	180,7((13)	^{108}Ag	(2,382 ± 0,011) min	632,98(5)	88,5(2)
		1.274,547(7)					
				^{108m}Ag	(439 ± 9) a	79,131(3)	6,9(5)
^{24}Na	(14,9574 ± 0,0020) h	1.368,626(5)	99,9935(5)			433,938(5)	90,1(6)
		2.754,00(11)	99,872(8)			614,276(4)	90,5(16)
						722,907(10)	90.8(16)
^{40}K	(1,2504 ± 0,003)·10^9 a	1.460,822(6)	10,55(11)				
				^{110m}Ag	(249,78 ± 0,2) d	446,812(3)	3,65(5)
						620,3553(17)	2,72(8)
^{46}Sc	(83,788 ± 0,022) d	889,271(2)	99,9833(5)			657,7600(11)	94.38(8)
		1.120,537(3)	99,986(36)			677,6217(12)	10,56(6)
						687,0091(18)	6,45(3)
^{51}Cr	(27,703 ± 0,003) d	320,0824(4)	9,87(3)			706,6760(15)	16,48(8)
						744,2755(18)	4,71(3)
						763,9424(17)	22,31(9)
^{54}Mn	(312,13 ± 0,03) d	834,838	99,9746(11)			818,0244(18)	7,33(4)
						884,6781(13)	74,0(12)
						937,485(3)	34,51(27)
^{59}Fe	(44,495 ± 0,008) d	192,349(5)	2,918(29)			1.384,2931(20)	24,7(5)
		1.099,245(3)	56,59(21)			1.475,7792(23)	4,03(5)
		1.291,590(6)	43,21(25)			1.505,028(2)	13,16(16)
						1.562,2940(18)	1,21(3)
^{56}Co	(77,236 ± 0,026) d	511,00	39,21(22)				
		846,7638(19)	99,9399(23)	^{123}I	(13,2234 ± 0,0037) h	158,97(5)	83,31(20
		977,363(4)	1,422(7)			528,96(5)	1,25(3)
		1.037,8333(24)	14,03(5)				
		1.175,0878(22)	2,249(9)	^{125}I	(59,388 ± 0,028) d	35,44925	6,63(6)
		1.238,2736(22)	66,41(16)				
		1.360,196(4)	4,80(13)	^{131}I	(8,0233 ± 0,001) d	80,1850(19)	2,607(27)
		1.771,327(3)	15,45(4)			284,305(5)	6,06(6)
		2.015,176(5)	3,017(14)			364,489(5)	81,2(8)
		2.034,752(5)	7,741(13)			636,989(4)	7,26(8)
		2.598,438(4)	16,96(4)			722,911(5)	1,96(20)
		3.009,559(4)	1,038(19)				
		3.201,930(11	3,203(13)	^{124}Sb	(60,208 ± 0,011) d	602,7260(23)	97,775(20)
		3.253,402(5)	7,87(3)			645,8520(19)	7,442(15)
		3.272,978(6)	1,855(9)			709,33(2)	1,363(5)
						713,776(4)	2,273(7)
^{57}Co	(271,80 ± 0,05) d	14,41295(31)	9,15(17)			722,782(3)	10,708(22)
		122,06065(12)	85,51(6)			968,195(4)	1,887(10)
		136,47356(29)	10,71(15)			1.045,125(4)	1,852(14)
						1.325,504(4)	1,587(7)
^{60}Co	(5,2711 ± 0,0008) a	1.173,228(3)	99,85(3)			1.355,20(2)	1,0412(38)
		1.332,492(4)	99,9826(6)			1.368,157(5)	2,620(8)
						1.436,554(7)	1,234(8)
^{65}Zn	(244,01 ± 0,09) d	511,00	2,842(13)			1.690,971(4)	47,46(19)
		1.115,539(2)	50,22(11)			2.090,930(7)	5,493(24)
^{88}Y	(106,626 ± 0,021) d	898,036(4)	93,90(23)	^{134}Cs	(2,0644 ± 0,0014) a	475,365(7)	1,479(7)
		1.836,052(13	99,32(3)			563,246(3)	8,342(15)
						569,330(2)	15,368(21)
^{95}Zr	(64,032 ± 0,006) d	724,193(3)	44,27(22)			604,720(3)	97,63(8)
		756,729(12)	54,38(22)			795,86(1)	85,47(9)
						801,950(6)	8,694(16)
^{99}Mo	(2,7479 ± 0,0006) d	40,58323(17)	1,022(27)			1.167,967(4)	1,791(5)
		140,511(1)	89,61(17			1.365,194(4)	3,019(8)
		181,068(8)	6,01(11)				
		366,421(15)	1,194(23)	^{137}Cs	(30,05 ± 0,08) a	661,657(3)	84,99(20)
		739,500(17)	12,12(15)				
		777,921(20)	4,28(8)	^{144}Ce	(284,91 ± 0,05) d	80,120(5)	1,36(6)
						133,515(2)	11,1(1)

Nuclídeo	$T_{1/2}$	E_γ (keV)	I_{abs} (%)	Nuclídeo	$T_{1/2}$	E_γ (keV)	I_{abs} (%)
^{152}Eu	(13,522 ± 0,016) a	121,7817(3)	28,37	**^{182}Ta**	(114,61 ± 0,13) d	65,72215(15)	46,31
		244,6974(8)	7,51			67,7497(1)	14,23
		344,2785(12)	26,58			84,68024(26)	6,95
		411,1165(12)	2,234			100,10595(7)	3,09
		443,965(3)	2,80			152,42991(26	3,64
		778,9045(24)	1,70			156,3864(3)	35,30
		867,380(3)	12,96			179,39381(25	16,44
		964,079(18)	4,21			198,35187(29	27,17
		1.085,837(10	14,62			229,3207(6)	11,58
		1.089,737(5)	10,16			264,0740(3)	
		1.112,076(3)	1,710			1001,6856(12	
		1.212,948(11	13,56			1.121,290(3)	
		1.299,142(8)	1,397			1.189,040(3)	
		1.408,13(3)	1,626			1.221,395(3)	
			20,85			1.231,004(3)	
						1257,407(3)	
^{170}Tm	(127,8 ± 0,6) d	84,2547(8)	2,48(9)			1289,145(3)	
				^{198}Au	(2,6944 ± 0,0008) d	411,80205(8)	95,54(7)
^{192}Ir	(73,827 ± 0,013) d	205,79430(9)	3,34(4)				
		295,95650(15	28,72(14)	**^{203}Hg**	(46,594 ± 0,012) d	279,1952(10)	81,61(5)
		308,45507(17)	29,68(15)				
		316,50618(17)	82,75(21)	**^{207}Bi**	(32,9 ± 1,4) a	569,698(2)	97,7(3)
		468,0688(3)	47,81(24)			1.063,656(3)	74,58(22
		484,5751(4)	3,189(24)			1.770,228(9)	6,871(26
		588,5810(7)	4,517(22)				
		604,41105(25)	8,20(4)	**^{226}Ra**	(1600 ± 7) a	186,211(13)	3,555(19
		612,4621(3)	5,34(8)				
				^{241}Am	(432,6 ± 0,6) a	26,3446(2)	2,31(8)
						59,5409(1)	35,92(17

1.6.5. Intensidade relativa das radiações e atividade total

Nas transformações que ocorrem dentro do núcleo, para se atingir uma configuração mais estável ou organizada, radiações sob a forma de partículas e ondas eletromagnéticas são emitidas, com intensidades que dependem de suas probabilidades de emissão. *Se os valores destas probabilidades de emissão são conhecidos, é possível determinar a atividade total da amostra* medindo-se a intensidade de emissão de somente uma única radiação.

Assim, por exemplo, no esquema de decaimento mostrado na Figura 1.21, o radionuclídeo X decai por emissão beta com as probabilidades:

$p\beta_1$ = 20% para o estado excitado de energia E_1
$p\beta_2$ = 30% para o estado excitado de energia E_2
$p\beta_3$ = 50% para o estado excitado de energia E_0

Os estados excitados de energias E_1 e E_2 decaem para o estado fundamental emitindo 3 radiações gama, γ_1, γ_2 e γ_3, conforme mostra a Figura 1.22. As probabilidades de desexcitação do estado E_1 são de 80% para γ_1 e 20% para γ_2. A probabilidade de desexcitação do estado E_2 é de 100% para E_0, com γ_3.

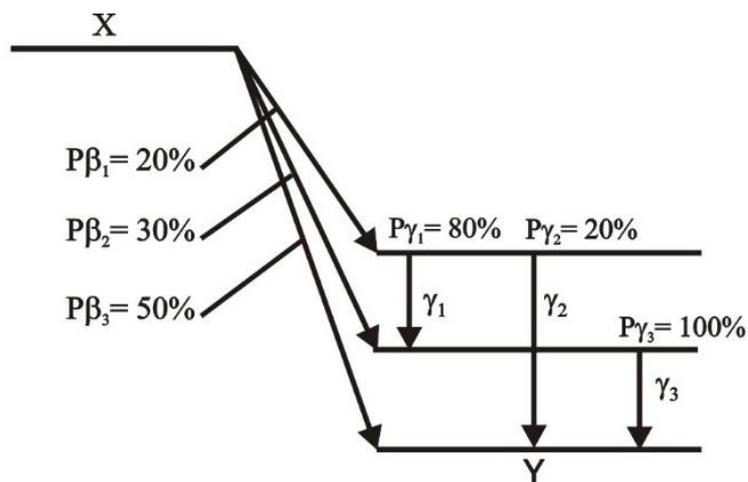



Figura 1.21 - Esquema de decaimento do radionuclídeo X, indicando os valores das probabilidades de emissão das radiações beta e gama.

Assim, a intensidade relativa da radiação γ_3 é obtida por,

$$I_{\gamma 3} = (p\beta_1 \cdot p\gamma_1) + (p\beta_2 \cdot p\gamma_2) = (0{,}20 \cdot 0{,}80) + (0{,}30 \cdot 1{,}00) = 0{,}46$$

Desta forma, o número de radiações γ_3 emitidas, representa *46%* das radiações resultantes da atividade total de *X* na amostra. Isto significa que, de 100 transformações nucleares em *X*, são emitidas 46 radiações γ_3. Se ε_3 for o valor da eficiência do detector para a energia da radiação γ_3, e se a amostra estiver sendo contada durante um intervalo de tempo Δt, a atividade de *X* na amostra será:

$$A = cps/(I\gamma_3 \cdot \varepsilon_3 \cdot \Delta t)$$

1.6.6. Atividade e decaimento de uma mistura de radionuclídeos

Uma mistura de radionuclídeos com atividades $A_1, A_2, A_3, \ldots, A_n$ com respectivas constantes de decaimento $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \ldots, \lambda_n$ terá como atividade total A_T, num certo instante t_0:

$$A_T = \sum_{i=1}^{n} A_i$$

Após o tempo *t*, a atividade da mistura será:

$$A_T = \sum_{i=1}^{n} A_i \cdot e^{-\lambda_i t}$$

1.6.7. Esquema de decaimento de um radionuclídeo

A representação gráfica de todas as transições e estados excitados do núcleo, com os valores dos parâmetros que os caracterizam, constitui o *Esquema de Decaimento do Radionuclídeo*.

A Figura 1.23 mostra o esquema de decaimento do ^{60}Co, onde estão definidos os valores da meia-vida do ^{60}Co, as energias dos estados excitados, as transições beta, as transições gama, as meias-vidas dos estados excitados e as intensidades relativas de cada radiação emitida.

É bom observar que, convencionalmente, as transições beta são associadas ao núcleo-pai, isto é, se emitidas pelo ^{60}Co recebem a denominação usual de radiações beta do ^{60}Co. Já as transições gama provenientes das transições do núcleo-filho, por exemplo o ^{60}Ni, recebem a denominação de radiações gama do núcleo-pai, ou seja, do ^{60}Co.

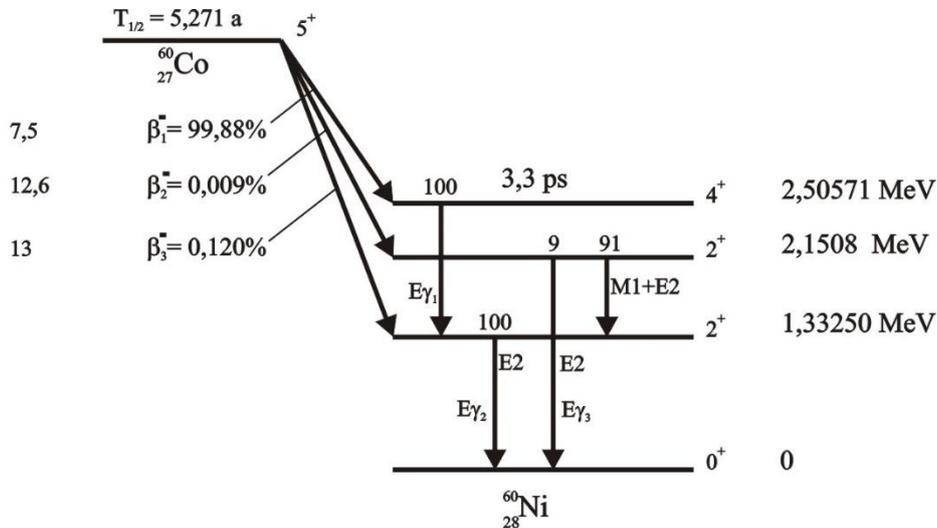



Figura 1.22 - Esquema de decaimento do ^{60}Co.

1.7. INTERAÇÕES EM PROCESSOS DE DECAIMENTO

1.7.1. Raios X característicos

Quando ocorre a captura eletrônica (*EC*) ou outro processo que retira elétrons da eletrosfera do átomo, a vacância originada pelo elétron é imediatamente preenchida por algum elétron de orbitais superiores. Ao passar de um estado menos ligado para outro mais ligado (por estar mais interno na estrutura eletrônica), o excesso de energia do elétron é liberado por meio de uma radiação eletromagnética, cuja energia é igual à diferença de energia entre o estado inicial e o final. A denominação "*característico*" se deve ao fato dos fótons emitidos, por transição, serem monoenergéticos e revelarem detalhes da estrutura eletrônica do elemento químico e, assim, sua energia e intensidade relativa permitem a identificação do elemento de origem.

Os raios X característicos são, portanto dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e, dessa forma, seu espectro de distribuição em energia é discreto.

Como a emissão de raios X característicos é um fenômeno que ocorre com energia da ordem da energia de ligação dos diversos níveis da eletrosfera, as energias de emissão dos raios X característicos variam de alguns *eV* a dezenas de *keV*.

1.7.2. Elétrons Auger

Num átomo excitado em sua eletrosfera, o excesso de energia, ao invés de ser liberado pela emissão de raios X característicos, pode ser transferido diretamente para um elétron de uma camada mais externa. O processo pode ser entendido como se, ao ser emitido, o raio X característico virtual colidisse com elétrons do próprio elemento, retirando-os por efeito fotoelétrico. Estes elétrons são denominados de *elétrons Auger*. Tais elétrons podem ser também emitidos no rearranjo dos elétrons nas camadas mais externas do átomo, quando da ocorrência de uma transição com raio X característico.

Da mesma forma que os raios X característicos, os elétrons Auger são dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e portanto seu espectro de distribuição em energia é discreto. Como sua energia de emissão é igual à energia do raio X característico, do qual é concorrente, menos a energia de ligação do nível do elétron emitido, seu valor é um pouco menor, ou seja, é também da ordem de alguns *eV* a dezenas de *keV*. Para nuclídeos com $Z<80$, a energia destes elétrons é em torno de *56 keV*.

Nota: A emissão de elétrons Auger permite observar, por outra via, a ocorrência do processo de captura eletrônica.

1.7.3. Conversão interna

O processo de conversão interna compete com a emissão de radiação gama e consiste na transferência da energia de excitação nuclear para elétrons das primeiras camadas (*K e L*), por meio da interação coulombiana, retirando-os dos orbitais. Estes elétrons são denominados de elétrons de conversão, são monoenergéticos e permitem identificar o elemento químico. Devido à vacância deixada pelo elétron, ocorrerá subsequentemente a emissão de raios X característico (ver Figura 1.24). Assim, no espectro de radiações observa-se a presença de picos de contagem correspondentes aos elétrons de conversão, raios X característicos e radiação gama.

A energia dos elétrons emitidos pelo processo de conversão interna é igual à energia da radiação gama concorrente, menos a energia de ligação do elétron ao átomo. Varia, portanto, de dezenas de *keV* a alguns *MeV*. Seu espectro de distribuição de energia é discreto.

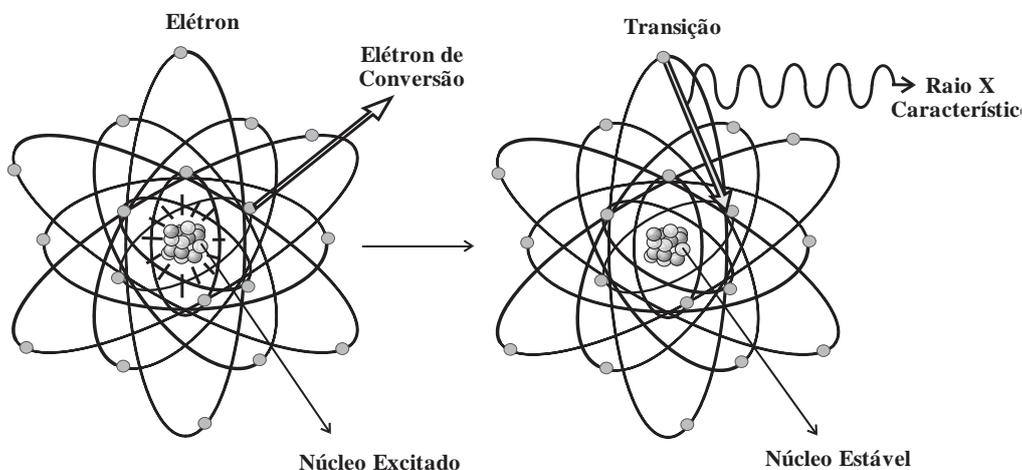



Figura 1.23 - Representação do processo de conversão interna.

Na conversão interna, a energia e o momento angular da radiação gama prevista, são transferidos para um elétron orbital. A energia cinética do elétron expelido é igual à diferença de energia entre os estados inicial e final (E_i - E_f) menos a energia de ligação do elétron ao orbital, por exemplo, a camada *K*, ou seja,

$$E_e = \left(E_i - E_f\right) - E_K$$

Esta competição entre tipos de transição, pode ser expressa pela relação entre as probabilidades de transição por segundo de conversão interna (λ_e) e emissão gama (λ_γ), denominada de Coeficiente de Conversão Interna (α), ou seja,

$$\alpha = \frac{\lambda_e}{\lambda_\gamma}$$

O elétron de conversão pode ser proveniente dos orbitais *K, L, M, N*, etc., sendo os da camada *K* os mais provavelmente emitidos devido à maior energia de ligação. Então,

$$\alpha = \alpha_K + \alpha_L + \alpha_M + \cdots = \alpha_T = coef.\ conversão\ interna\ total$$

O valor experimental da probabilidade de emissão gama, pode ser aproximadamente obtido do esquema de decaimento, usando a meia-vida do estado excitado, ou seja,

$$\lambda_\gamma = \frac{\lambda n2}{\tau}$$

A probabilidade de ocorrência de uma conversão interna, por exemplo na camada *K*, pode ser obtida por meio dos valores dos coeficientes de conversão interna correspondentes, isto é,

$$\lambda_{eK} = \frac{\alpha_K}{1 + \alpha}$$

Da mesma forma,

$$\lambda_{eL} = \frac{\alpha_{L1} + \alpha_{L2} + \alpha_{L3}}{1 + \alpha}$$

A probabilidade de conversão interna para elétrons da camada *M* é calculada de forma semelhante, ou então, utilizando a expressão,

$$\lambda_{eM} = \frac{\alpha - (\alpha_K - \alpha_L)}{1 + \alpha}$$

Finalmente, a probabilidade de transição total (s^{-1}) do estado inicial para o final será dada por,

$$\lambda = \lambda_\gamma(1 + \alpha)$$

Os valores dos coeficientes de conversão interna podem ser obtidos teoricamente ou em tabelas ou gráficos que fornecem valores em função de Z, $E\gamma$ e tipo de transição gama (*E1, M1, E2, M2*, etc) (ver *Table of Isotopes* - Lederer e Hollander, ou Lederer e V. Shirley, apêndice 26). Também podem ser encontrados em tabelas que fornecem o esquema de decaimento, as probabilidades de transição gama e os valores dos diversos coeficientes para as várias camadas eletrônicas.

1.8. RADIAÇÃO PRODUZIDA PELA INTERAÇÃO DE RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Ao interagir com a matéria, a radiação incidente pode também transformar, total ou parcialmente, sua energia em outro tipo de radiação. Isso ocorre na geração dos raios X de freamento, na produção de pares e na radiação de aniquilação.

1.8.1. Radiação de freamento (*Bremsstrahlung*)

Quando partículas carregadas, principalmente elétrons, interagem com o campo elétrico de núcleos de número atômico elevado ou com a eletrosfera, elas reduzem a energia cinética, mudam de direção e emitem a diferença de energia sob a forma de ondas eletromagnéticas, denominadas de raios X de freamento ou *bremsstrahlung*.

A energia dos raios X de freamento depende fundamentalmente da energia da partícula incidente. Os raios X gerados para uso médico e industrial não passam dos *500 keV*, embora possam ser obtidos em laboratório raios X até com centenas de MeV. Como o processo depende da energia e da intensidade de interação da partícula incidente com o núcleo e de seu ângulo de *saída*, a energia da radiação produzida pode variar de zero a um valor máximo, com espectro contínuo em energia.

Nota: Na produção de raios X são produzidos também raios X característicos referentes ao material com o qual a radiação está interagindo (alvo ou anodo). Esses raios X característicos somam-se ao espectro de raios X de freamento e aparecem com picos destacados nesse espectro, conforme mostra a Figura 1.25 (espectro de raios X de freamento com raios X característicos).

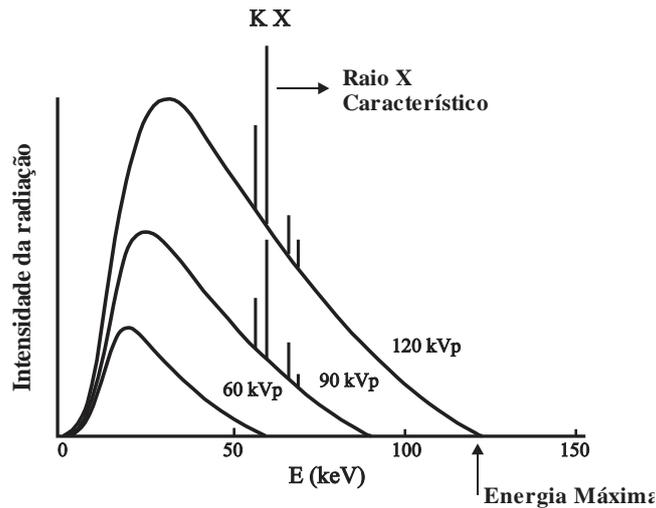
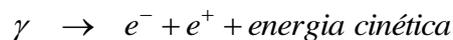



Figura 1.24 - Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 kV.

1.8.2. Produção de pares

Quando fótons de energia superior a *1,022 MeV* passam perto de núcleos de elevado número atômico, ao interagir com o forte campo elétrico nuclear, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2m_ec^2 = 1{,}022\ MeV$), por meio da reação:

$$\gamma \quad \rightarrow \quad e^- + e^+ + energia\ cinética$$

A energia cinética do elétron e do próton criados é igual à energia do fóton incidente menos 1,022 MeV necessários para a criação das partículas. A distribuição dessa energia entre as duas partículas não tem predominância, variando de 20 a 80% da energia disponível. O espectro de distribuição de energia das partículas formadas é, portanto, contínuo, variando entre essas duas faixas.

1.8.3. Radiação de aniquilação

Quando um pósitron, após perder sua energia cinética, interage com um elétron, a matéria é toda transformada em energia, sendo emitidos dois fótons, em sentidos opostos, com energia de 0,511 MeV ($2 \times 0{,}511$ MeV= $2m_ec^2$). Seu espectro de distribuição de energia é, portanto, discreto.

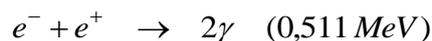
$$e^- + e^+ \quad \rightarrow \quad 2\gamma \quad (0{,}511\, MeV)$$

Essa radiação é também denominada de radiação gama, embora não seja de origem nuclear.

Tabela 1.6 - Características das radiações em função de sua origem.

TIPO	DESIGNAÇÃO	EVENTO GERADOR	ENERGIA	
			Valores	**Distribuição**
Fóton	Raios X característicos	Desexcitação da eletrosfera, alterada por captura eletrônica	eV a dezenas de keV	Discreta
		Desexcitação da eletrosfera, alterada por interação com partículas carregadas externas		
		Desexcitação da eletrosfera, alterada por conversão interna		
		Desexcitação da eletrosfera, alterada por interação com fótons externos		
	Raios X de freamento	Interação de elétron externo com campo elétromagnético nuclear ou eletrônico	eV a centenas de MeV	Contínua
	Raios gama	Desexcitação nuclear	keV a MeV	Discreta
		Aniquilação de pósitron em interação com elétron	0,511 MeV	Discreta
Elétron	Foto-elétron	Elétron arrancado da camada eletrônica por interação com fóton, com transmissão total de energia	eV a MeV	Discreta (hv - B)
	Elétron-Compton	Elétron arrancado da camada eletrônica por interação com fóton, com transmissão parcial de energia	keV a MeV	Contínua
	Radiação β^-	Decaimento em núcleo instável por excesso de nêutrons.	keV a MeV	Contínua
	Elétron de conversão	Transmissão de energia de excitação nuclear diretamente para a camada eletrônica; concorre com emissão gama.	Dezenas de keV a MeV	Discreta (E_γ - B)
	Elétron Auger	Desexcitação da eletrosfera por transmissão de energia a elétrons mais externos (menos ligados); concorre com raios X característicos.	eV a dezenas de keV	Discreta
	Raios δ	Elétrons arrancados da eletrosfera de átomos por interação com partículas carregadas com os átomos.	eV a MeV	Contínua
	Elétron de formação de par	Transformação de energia em matéria por interação de um fóton de alta energia (> 1,022 MeV) com o campo eletromagnético do núcleo.	eV a MeV	Contínua
Pósitron	Radiação β^+	Decaimento em núcleo instável por excesso de prótons	eV a MeV	Contínua
	Pósitron de formação de par	Transformação de energia em matéria por interação de um fóton de alta energia (> 1,022 MeV) com o campo eletromagnético do núcleo	eV a MeV	Contínua
Partícula α	Radiação α	Decaimento em núcleos pesados instáveis	MeV	Discreta
Nêutrons	Nêutrons	Fissão espontânea	MeV (pode ser moderado a eV)	Contínua
		Reações nucleares		

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IUPAC 2-10, Pure Appl. Chem., v. 83, pp. 359-396, 2011.
http://www.chem.qmvl.ac.uk/iupac

C. Michael Lederer, J.M. Hollander, I. Perlman, *Table of Isotopes*, Sixth Ed. John Wiley & Sons, Inc., 1978.

K.C. Chung, *Introdução à Física Nuclear*, Ed. UERJ, Rio de Janeiro, RJ, 2001.

R.D. Evans, *The Atomic Nucleus*, Mc Graw Hill, 1955.

K. Siegbahn, *Alpha, Beta and Gamma-Ray Spectroscopy*, North Holland, 1974.

E. de Almeida e L. Tauhata, *Física Nuclear*, Editora Guanabara Dois, Rio de Janeiro, RJ, 1981.

A. Messiah, *Quantum Mechanics*, Vol.2 - North Holland, 1974.

J.M. Eisenberg e W. Greiner, *Nuclear Models, Vol. 1 de Nuclear Theory*, North Holland Publishing Company, Amsterdam-London, 1970.

M.M. Bé, V.P. Chechev, *Nuclear Intr. Meth., A*, **728**, p. 157-1712, 2013.

CAPÍTULO 2

FONTES NATURAIS E ARTIFICIAIS DE RADIAÇÃO IONIZANTE

2.1. FONTES NATURAIS

2.1.1. Origem dos elementos químicos

As teorias sobre a origem dos elementos químicos no Universo e na Terra *indicam as estrelas* como os locais onde se desenvolveram e desenvolvem os processos de síntese. As estrelas, compostas inicialmente de hidrogênio, nos diversos estágios de sua evolução, *conseguem formar muitos elementos* químicos *por meio de reações nucleares de fusão*, induzidas por temperaturas na faixa de 10^7 a 10^{10} K provocadas por contrações gravitacionais de suas massas e pela energia liberada nas reações. O conteúdo e a massa da estrela estabelecem o caminho de sua evolução. A *produção em larga escala* de elementos químicos *ocorre na* fase de *explosão de supernova*, que algumas estrelas atingem, se suas massas forem 4 a 8 vezes maiores que a massa do Sol. Neste evento catastrófico, de duração média de 2 segundos, é sintetizada a maioria dos núcleos conhecidos.

Os núcleos sintetizados são dispersos no espaço sideral, após a explosão, e acabam se incorporando ou depositando em planetas, asteroides, protoestrelas e estrelas, por atração gravitacional. A abundância cósmica destes elementos difere bastante da abundância deles na crosta de um planeta, pois muitos elementos não conseguem ser retidos pelo seu campo gravitacional. Por exemplo, no caso da Terra, a força da gravidade não consegue superar o movimento de expansão dos elementos gasosos de pequena massa atômica, provocado pela temperatura.

A abundância relativa dos elementos químicos no sistema solar e na crosta terrestre constitui constante tema de pesquisa da astrofísica e geoquímica. Com base na concentração de elementos nos condritos carbonáceos e nas estrelas novas, pode-se inferir a abundância relativa no sistema solar. Para a crosta terrestre as estimativas foram baseadas na concentração dos elementos nos meteoritos e em sequências teóricas de condensação de gases nebulosos. Devido ao uso de métodos de medição indireta, tais estimativas contêm muitas incertezas em seus valores.

A Figura 2.1 mostra os valores médios das concentrações dos elementos químicos componentes da crosta terrestre em função do número atômico Z. Observando os valores das concentrações percebe-se que eles apresentam uma correlação direta com o valor da energia de ligação dos nucleons. As espécies mais abundantes são as que apresentam camadas fechadas de número de prótons Z e de nêutrons N.

Observando os valores das concentrações dos elementos mais abundantes na crosta terrestre, é fácil entender porque as composições químicas do homem, dos animais e vegetais apresentam uma correlação direta entre si e com a crosta. Isto fica muito evidente, quando se observa os processos de reprodução e crescimento destes indivíduos, uma vez que tais organismos necessitam captar os elementos químicos necessários para sua composição nas imediações de seu sítio de vida e pela respectiva cadeia alimentar.

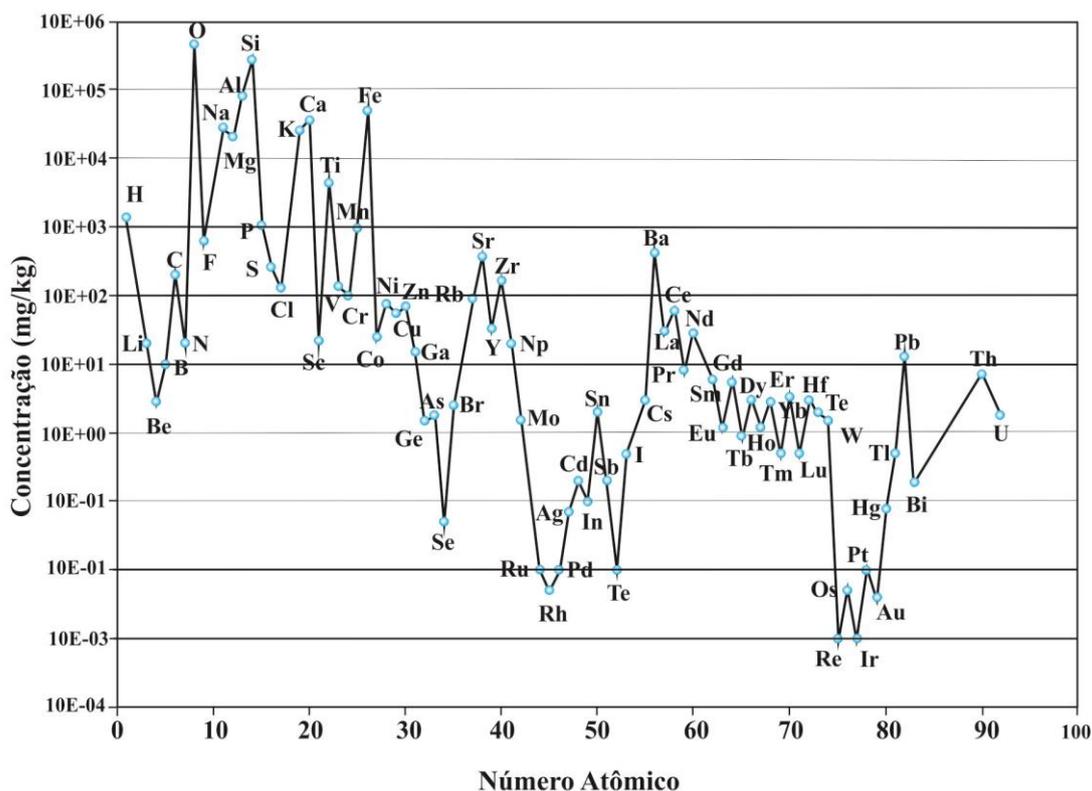



Figura 2.1 - Concentração média dos elementos químicos componentes da crosta terrestre.

2.1.2. Composição química do homem referência

Em muitos estudos associados à proteção radiológica, é preciso conhecer a composição química do corpo humano, devido ao fato das interações das radiações ionizantes com tecidos e órgãos ocorrerem, de fato, com os seus átomos componentes. Por isso é necessário escolher um *"homem referência"* para evitar escolhas arbitrárias de sua composição. Na Tabela 2.1 é apresentada a composição do Homem Referência em termos de massa e percentual de cada elemento químico. Nela se observa a predominância dos elementos mais abundantes na crosta terrestre e que possuem número atômico Z pequeno.

Em estudos envolvendo simulações, por métodos computacionais, da interação da radiação com o organismo humano, utiliza-se uma composição simplificada do corpo ou do tecido humano, conforme os seus objetivos. Por exemplo, para estimativas de dose em pacientes submetidos à radioterapia, a água apresenta resultados de interação com a radiação gama e X muito semelhantes aos obtidos com o tecido humano. Assim, para cada tipo de estudo, pode haver um material *tecido equivalente*. A Tabela 2.2 mostra alguns exemplos.

Tabela 2.1 - Composição química do Homem Referência, que possui massa total de 70 kg e densidade de 1,025 g.cm^{-3}.

ELEMENTO QUÍMICO	QUANTIDADE (g)	PERCENTUAL EM MASSA
01. Oxigênio	43.000	61
02. Carbono	16.000	23
03. Hidrogênio	7.000	10
04. Nitrogênio	1.800	2,6
05. Cálcio	1.000	1,4
06. Fósforo	780	1,1
07. Enxofre	140	0,20
08. Potássio	140	0,20
09. Sódio	100	0,14
10. Cloro	95	0,12
11. Magnésio	19	0,027
12. Silício	18	0,026
13. Ferro	4,2	0,006
14. Flúor	2,6	0,0037
15. Zinco	2,3	0,0033
16. Rubídio	0,32	0,00046
17. Estrôncio	0,32	0,00046
18. Bromo	0,20	0,00029
19. Chumbo	0,12	0,00017
20. Cobre	0,072	0,00010
21. Alumínio	0,061	0,00009
22. Cádmio	0,050	0,00007
23. Boro	0,048	0,00007
24. Bário	0,022	0,00003
25. Prata	0,017	0,00002
26. Manganês	0,012	0,00002
27. Iodo	0,013	0,00002
28. Níquel	0,010	0,00001
29. Ouro	0,010	0,00001
30. Molibdênio	0,0093	0,00001
31. Cromo	0,0018	0,000003
32. Césio, Cobalto, Urânio, Berílio, Rádio	0,0015 < 0,0015	0,000002 < 0,000002

Tabela 2.2 - Composição química de materiais tecido-equivalentes e do músculo utilizada em proteção radiológica, para cálculos por simulação, utilizando Métodos de Monte Carlo, e para teste de equipamentos de medição.

ELEMENTO QUÍMICO	MÚSCULO (ICRP 1962) (%)	TECIDO EQUIVALENTE (DOSE EXTERNA) (%)	TECIDO EQUIVALENTE (DOSE INTERNA) (%)
Hidrogênio	10,2	10	10
Carbono	12,3	14,9	18
Nitrogênio	3,5	3,49	3
Oxigênio	72,9	71,4	65
Sódio	0,08	0,15	0,15
Magnésio	0,02	-	0,05
Fósforo	0,2	-	1
Enxofre	0,5	-	0,25
Cloro	-	0,1	0,15
Potássio	0,3	-	0,20
Cálcio	0,007	-	1

2.1.3. Os elementos radioativos naturais

Devido ao processo de captura rápida de nêutrons durante o processo de explosão da supernova, a maioria dos núcleos dos elementos químicos *sintetizados são instáveis*. Num intervalo pequeno de tempo muitos deles se tornam estáveis ao emitir radiações, por terem a meia-vida muito pequena. Os nuclídeos de meia-vida longa podem compor, juntamente com os estáveis, os objetos cósmicos e a crosta terrestre, por mecanismo de acumulação gradual. O ^{40}K, o ^{238}U e ^{232}Th *contribuem*, juntamente com os radionuclídeos originados pelo seus decaimentos (ver *Famílias Radioativas*) e os *cosmogênicos, para a radioatividade natural da crosta terrestre.*

O urânio consiste de 2 isótopos: *99,28% de* ^{238}U e *0,7% de* ^{235}U. A meia-vida do ^{238}U *é de* $4{,}67 \cdot 10^9$ *anos* e a do ^{235}U *de* $7.1 \cdot 10^8$ *anos*. Existem estudos mostrando que, há cerca de 5 bilhões de anos, as quantidades de ^{238}U e ^{235}U deveriam ter sido iguais, indicando que esses elementos foram formados entre *4 e* $6 \cdot 10^9$ *anos*, que é a idade estimada de formação dos elementos na Terra e do sistema solar.

2.1.4. As famílias radioativas

Na busca incessante do equilíbrio nuclear, o ^{238}U *emite radiações* alfa e se transforma no ^{234}Th que, sendo radioativo, emite radiações beta formando um novo elemento radioativo o ^{234}Pa, que decai no ^{234}U. Este processo continua por várias etapas, cujo *núcleo formado* é melhor organizado que o anterior mas *possui imperfeições* que necessitam ser *corrigidas por emissão de radiação*. Isto forma uma *família ou série de elementos radioativos,* a partir do núcleo-pai ^{238}U, terminando no isótopo ^{206}Pb, estável. Isto ocorre também com o ^{232}Th, que termina no ^{208}Pb, conforme mostram as Figuras 2.2. e 2.3.

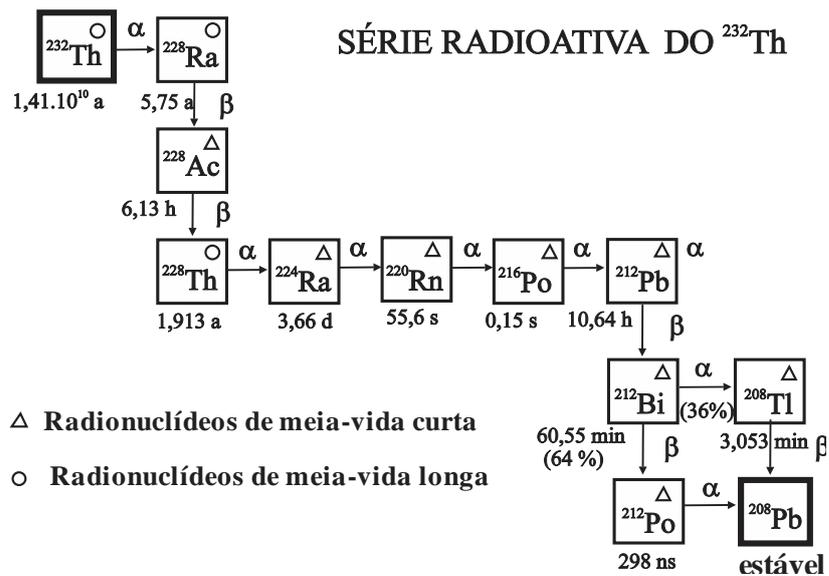



Figura 2.2 - Série radioativa do ^{232}Th.

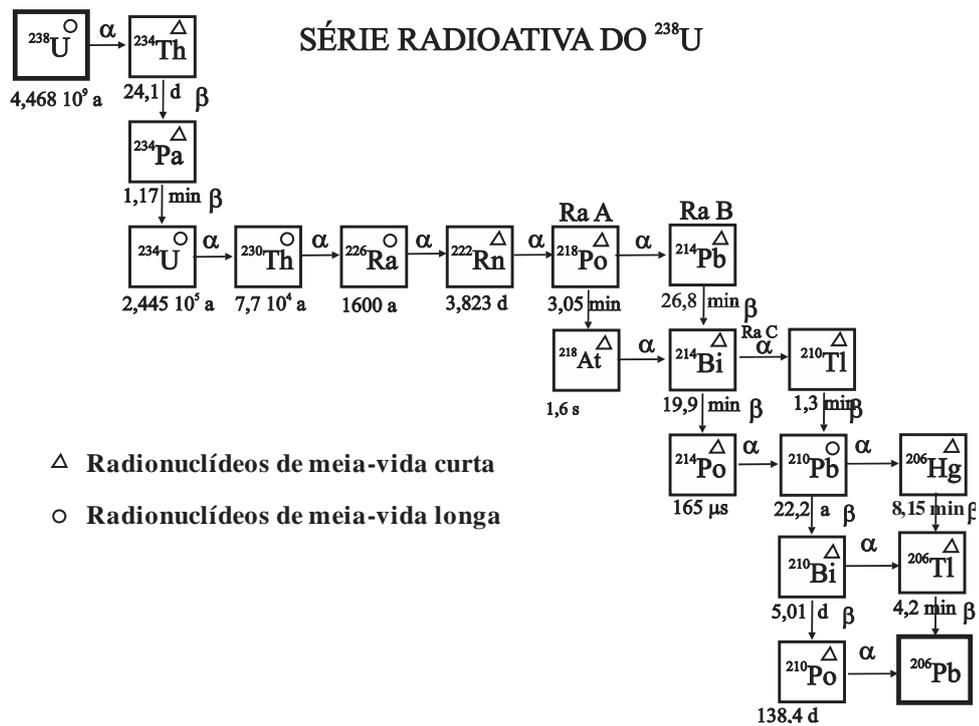



Figura 2.3 - Série radioativa parcial do ^{238}U.

2.1.5. O radônio e o torônio

Dentro *dos radionuclídeos descendentes do* ^{238}U destaca-se o ^{226}Ra, que possui meia-vida de 1.600 anos, e que, por emissão alfa forma o ^{222}Rn, *o radônio*, de meia-vida de 3,82 dias. Seus descendentes são o ^{218}Po (Ra A), ^{214}Pb (Ra B), ^{214}Bi (Ra C) e ^{214}Po, todos com meias-vidas muito curtas. Na série do ^{232}Th ocorre um processo semelhante, com o ^{220}Rn, também chamado de *torônio*, de meia-vida de 55 segundos e seus descendentes, ^{216}Po, ^{212}Pb, ^{212}Bi, ^{208}Tl e ^{212}Po.

Como a maioria das rochas, solos, sedimentos e minérios contêm concentrações significativas de urânio e tório, como consequência dos decaimentos, estes materiais contêm também os radionuclídeos pertencentes às famílias radioativas. Como o radônio e o torônio são gasosos, nos ambientes construídos por materiais como, cerâmica, revestimento de pedra, granito, argamassa, concreto, gesso, etc., vai ocorrer o fenômeno da *emanação* destes gases radioativos. Como eles possuem um peso atômico elevado, sua concentração é maior em níveis próximos do solo, devido à decantação gravitacional. Assim, juntamente com os gases componentes do ar, o homem e os animais respiram gases e aerossóis radioativos.

Devido às meias-vidas curtas dos radionuclídeos descendentes do radônio e do torônio, compatíveis com o tempo de metabolismo, *a maioria dos radionuclídeos incorporados por inalação ou ingestão decai no interior de seus organismos, irradiando os seus órgãos e tecidos.*

Na comparação dos dados publicados de 1982 e 2008 pela UNSCEAR, mostrados na Figura 2.4, percebe-se a evolução da Proteção Radiológica. As exposições mundiais do homem devido à radiação natural em 1982 contribuíam, em termos relativos, com 67,6% e, em 2008, com 79,68%. As exposições médicas contribuíam com 30,7% e passaram para 19,92%. Da mesma forma as exposições ocupacionais de 0,45% para 0,01%. O ciclo do combustível nuclear que contribuíam com 0,15% passaram para 0,17%.

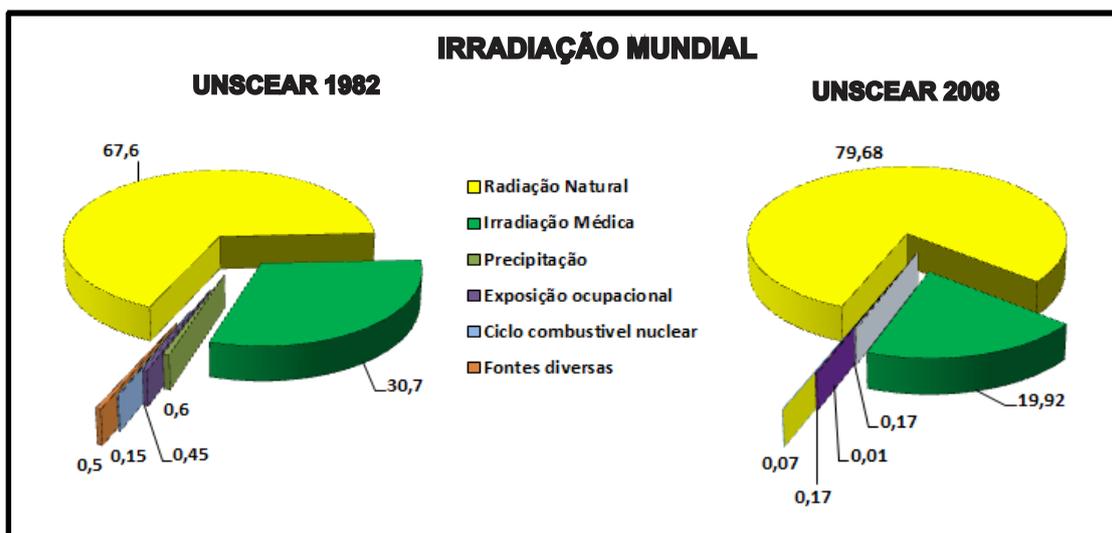



Figura 2.4 - Exposição do homem à radiação ionizante.

Na Figura 2.5 tem-se a variação da concentração do radônio e torônio com a altura em relação ao solo e nas Figuras 2.6 e 2.7, as variações da concentração durante o dia e durante o ano.

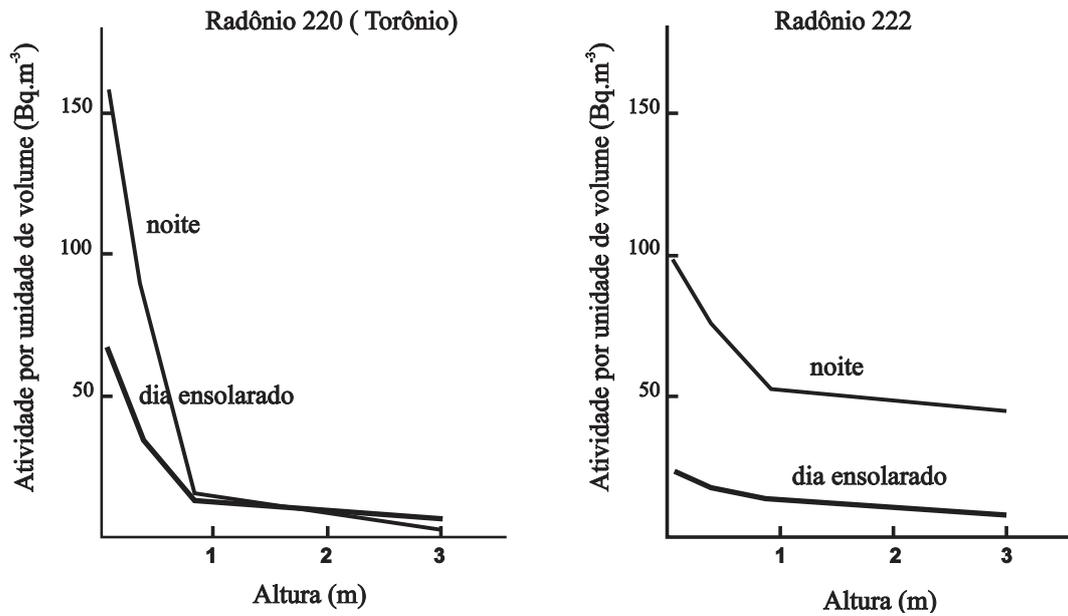



Figura 2.5 - Variação da concentração do torônio e do radônio com a altura em relação ao solo.

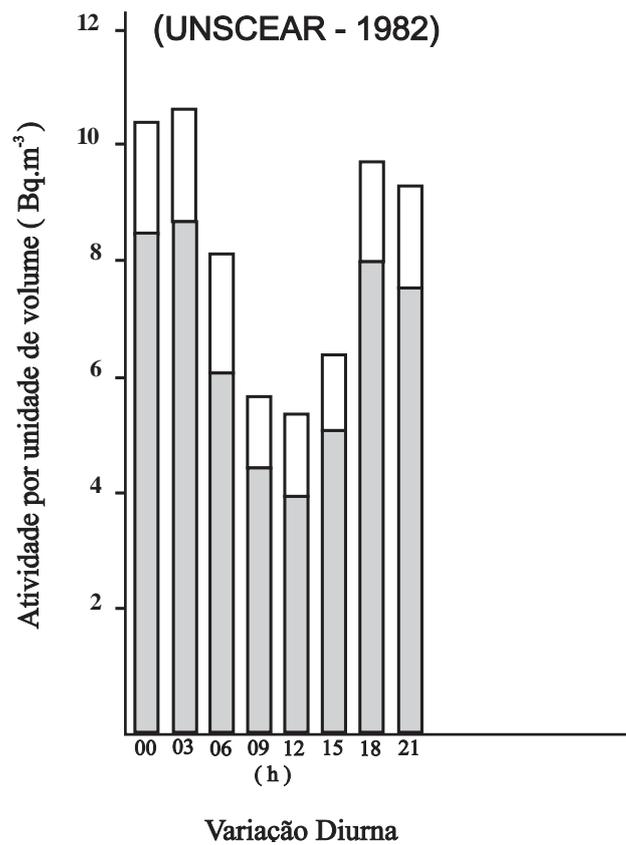



Figura 2.6 - Variação da concentração de radônio e torônio durante o dia.

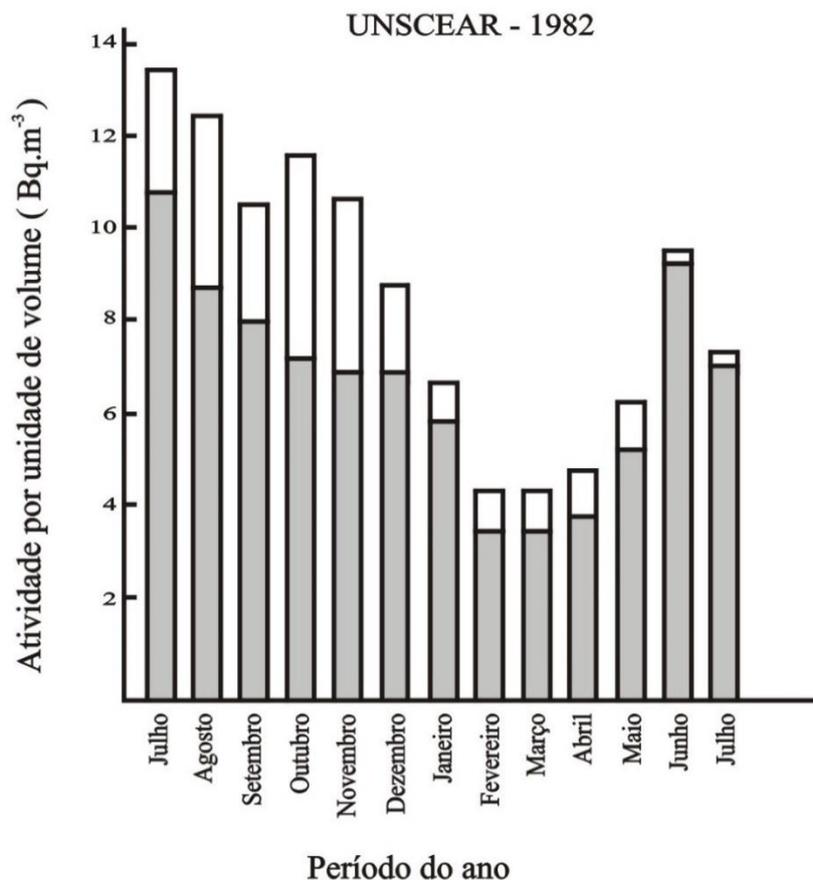



Figura 2.7 - Variação da concentração de radônio e torônio durante o ano.

Os valores da concentração de ^{222}Rn dependem da época do ano, do local e do ambiente em que são determinados. Por exemplo, nas medições realizadas no Rio de Janeiro, em 1997, por Maísa Magalhães do IRD, observou-se que, no inverno, os valores são 10 a 20 vezes maiores que os observados durante o verão e que, os valores são mais significativos no ambiente externo. No verão, ocorre o contrário. O ambiente interno apresentou maiores concentrações que no externo, conforme pode ser observado nas figuras 2.8 e 2.9.

Figura 2.8 - Concentração de ^{222}Rn no Rio de Janeiro, no verão de 1997.

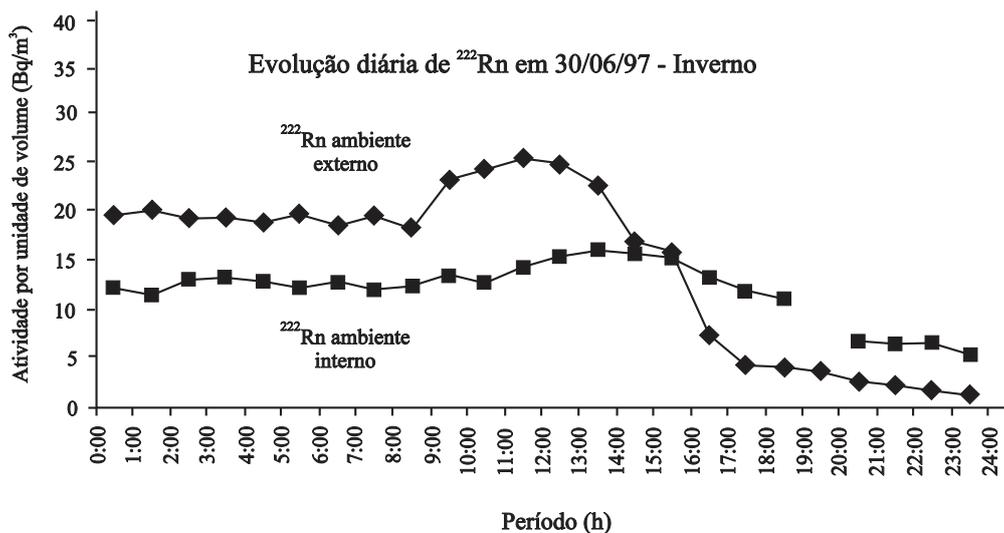



Figura 2.9 - Concentração de ^{222}Rn no Rio de Janeiro, no inverno de 1997.

2.1.6. A radiação cósmica

Raios cósmicos são *partículas altamente energéticas*, principalmente *prótons, elétrons, nêutrons, mésons, neutrinos, núcleos leves e radiação gama, provenientes do espaço sideral*. A energia destas radiações é muito alta, da ordem de centenas de MeV a GeV. Muitas são freadas pela atmosfera terrestre ou desviadas pelo cinturão magnético de Van Allen. Os raios detectados na superfície são, na maioria, partículas secundárias, criadas nas colisões com os núcleos da camada atmosférica. Além de interagir com os raios cósmicos, a atmosfera terrestre exerce um papel de blindagem para os habitantes, atenuando e absorvendo bastante as radiações. A quantidade de radiação *aumenta com a altitude e latitude,* ou seja, as pessoas que habitam as montanhas recebem mais radiação que as que vivem ao nível do mar, os habitantes das regiões próximas aos pólos são mais expostos que os da região equatorial. Alguns raios cósmicos se originam de distúrbios solares e são mais abundantes nos anos de *alta atividade solar*, que ocorre a cada 11 anos.

Um dos resultados do bombardeio constante da atmosfera superior pelos raios cósmicos, principalmente nêutrons, é a produção dos denominados *radionuclídeos cosmogênicos*: ^{3}H, ^{7}Be, ^{14}C, ^{22}Na e ^{85}Kr. Como quase todos os organismos vivos têm grande quantidade de carbono e hidrogênio, um pequeno percentual é radioativo.

2.2. FONTES ARTIFICIAIS

As fontes artificiais de radiação mais importantes são os dispositivos de diagnóstico e terapia utilizados na área médica, os aparelhos de controle, medidores e radiografia usados na indústria e comércio, as instalações do ciclo do combustível nuclear e as máquinas utilizadas na pesquisa científica.

No Brasil, nas instalações industriais destacam-se os seis irradiadores de grande porte, sendo que cinco são destinados para esterilização e um para irradiação de componentes para ração animal e de cosméticos.

Ressalta-se também o avanço na área de perfilagem de poços de petróleo onde já constam 21 instalações distribuídas em diferentes regiões do País.

Na área médica são 595 instalações sendo 225 de radioterapia e 370 de medicina nuclear. Nos serviços de radioterapia estão instalados 260 aceleradores lineares, 78 equipamentos de braquiterapia de alta taxa de dose e 57 equipamentos de cobalto. Nos serviços de medicina nuclear além das fontes como ^{131}I, ^{99m}Tc, ^{67}Ga, ^{201}Tl, ^{153}Sm, 92 serviços do país já contam com equipamentos de tomografia por emissão de pósitrons (PET/CT) que utilizam o ^{18}F associado à uma molécula de glicose (2[^{18}F] fluoro-2-deoxi-D-glicose) para o diagnóstico ou mapeamento de tumores. Atualmente o ^{18}F é produzido em 13 cíclotrons instalados em diversas cidades brasileiras.

2.2.1. Tipos de geradores de radiação

Dentre os mais importantes tipos de geradores de radiação ionizante destacam-se os *tubos de raios X*, os *aceleradores de partícula*, os *irradiadores com radioisótopos* e as *fontes de nêutrons*. Os dois primeiros dispositivos utilizam a eletricidade como fonte de energia para acelerar partículas e gerar radiação. Os irradiadores utilizam radioisótopos como fonte de radiação, acoplados a um sistema blindado de exposição e guarda da fonte. As fontes de nêutrons utilizam reações nucleares produzidas por partículas alfa emitidas por um material radioativo num determinado alvo.

2.2.2. Tubos de raios X

Quando elétrons, acelerados por um campo elétrico intenso, colidem com um alvo metálico, eles reduzem sua energia cinética, mudam de direção e, alguns deles, emitem a diferença de energia sob a forma de *ondas eletromagnéticas*, *os raios X*. Os elétrons sofrem espalhamento e redução da velocidade devido à atração da carga do núcleo e à repulsão dos elétrons dos átomos do material alvo. Por isso, esse tipo de radiação é também *denominado de radiação de freamento* (bremsstrahlung).

Num tubo de raios X, o feixe de elétrons é gerado por emissão termoiônica num filamento aquecido. O campo elétrico é obtido *aplicando-se uma alta voltagem entre* os terminais do tubo de raios X, onde o alvo metálico, *anodo*, é polarizado positivamente e o filamento, *catodo*, negativamente. A emissão de raios X só ocorre, obviamente, quando estiver ligada a alta tensão. Quanto maior a tensão aplicada ao tubo, maior será a energia dos raios X gerados e maior também o seu poder de penetração. Aumentando-se a corrente, aumenta-se a intensidade do feixe. A Figura 2.10 mostra o esquema básico de uma máquina de raios X.

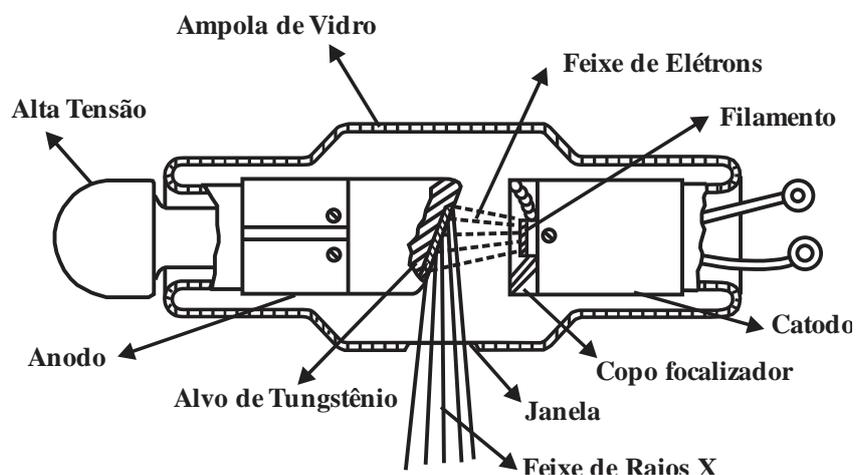



Figura 2.10 - Esquema de uma máquina geradora de raios X.

Os tubos de raios X, embora funcionem com o mesmo princípio físico, sofrem variações no formato, tipo de alvo do anodo, faixa da tensão (kV) e corrente aplicadas e sistema de refrigeração. As máquinas utilizadas para radiologia oral apresentam a tensão na faixa de 60 a 80 kV; para mamografia entre 30 e 40 kV; para radiodiagnóstico, de 100 kV a 150 kV e as utilizadas em radiografia industrial, de 150 a 500 kV. Os alvos são constituídos por tungstênio ou molibdênio.

2.2.3. Aceleradores de partícula

Existem diversos dispositivos que permitem a *geração de feixes intensos de partículas com energia variável*, *utilizando* processos de aceleração baseados em *campos elétricos, campos magnéticos e ondas eletromagnéticas*. Dentre estes dispositivos, os mais difundidos são os aceleradores de elétrons, os aceleradores Van der Graaf e os cíclotrons.

2.2.4. Aceleradores de elétrons

Os aceleradores de elétrons são utilizados nos hospitais, nas indústrias e nos institutos de pesquisa. São muito versáteis, pois, a partir do feixe de elétrons pode-se produzir feixes de radiação de freamento (radiação eletromagnética de alta energia e espectro contínuo), ou feixe de nêutrons, utilizando reações nucleares, para certas faixas de energia.

Os elétrons, gerados por emissão termoiônica nos filamentos aquecidos, *são injetados num tubo e carregados por uma onda portadora* estacionária, por várias secções da máquina, *até atingir a energia desejada, num mecanismo de transporte semelhante ao surf*. A onda portadora é gerada por válvulas tipo Klystron, de microondas, e introduzida na máquina por meio de guias de onda. O feixe é colimado por bobinas. As Figuras 2.11a e 2.11b mostram o esquema de funcionamento e a visão de um acelerador linear de elétrons utilizado em terapia de câncer em hospitais.

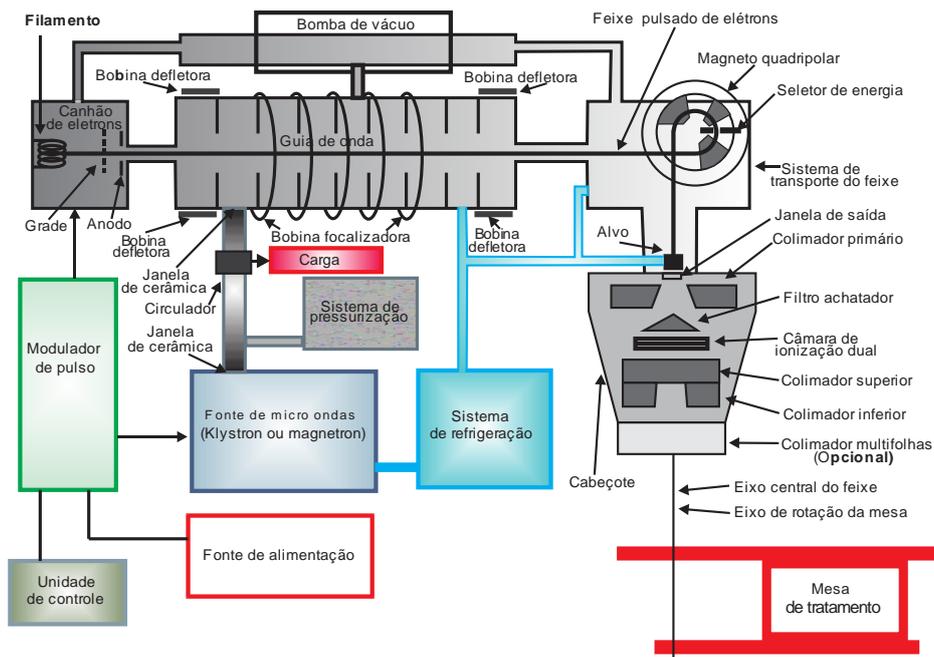



Figura 2.11a - Esquema de um acelerador linear de elétrons.

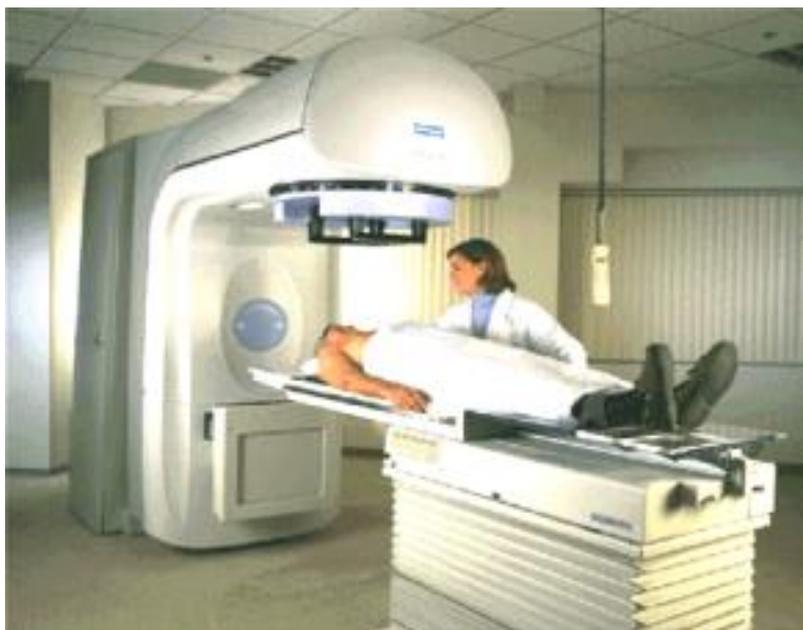



Figura 2.11b - Acelerador de elétrons usado em terapia de câncer em hospitais.

2.2.5. Acelerador Van de Graaf

O princípio de operação é a aceleração de partículas carregadas por campos eletrostáticos de alta voltagem. Basicamente é constituído de 3 partes principais: um tanque pressurizado, o gerador (rotor, fontes de alimentação, correia móvel, eletrodo de alta tensão, etc.) e o acelerador propriamente dito, isto é, a fonte de íons e o tubo de aceleração. Na Figura 2.12 é apresentado um esquema deste tipo de máquina, que pode acelerar desde partículas leves, como elétrons, até partículas alfa e íons pesados.

A diferença de potencial é gerada por cargas acumuladas num terminal de alta tensão de formato cilíndrico ou hemisférico. As cargas são induzidas por descarga *corona*, transportadas e coletadas no terminal de alta tensão por uma correia e escova metálica. Os íons positivos produzidos no terminal de alta tensão são acelerados até o potencial zero *(terra).* A diferença de potencial pode atingir 8 MV.

As *máquinas com dois estágios de aceleração*, onde íons pesados *negativos são produzidos ao potencial terra e posteriormente acelerados pelo terminal positivo, são* denominadas *aceleradores* tipo *Tandem*. Nelas um íon de ^{16}O pode ser acelerado até 6 MeV no primeiro estágio e atingir a energia final de 54 MeV, no segundo estágio.

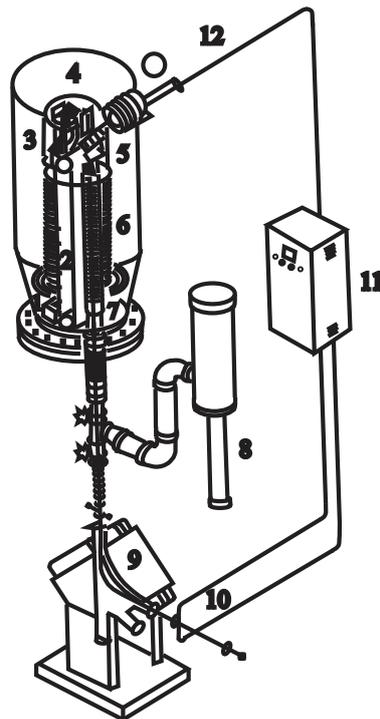



Figura 2.12 - Esquema de um acelerador eletrostático do tipo Van de Graaff: (1) Fonte de tensão contínua; (2) Fita de isolamento; (3) Terminal de alta voltagem; (4) Tanque pressurizado com gás isolante; (5) Fonte de íons; (6) Tubo de aceleração e anéis de equalização do campo; (7) Feixe de íons acelerados; (8) Bomba de vácuo; (9) Magneto para reflexão e análise do feixe; (10) Sistema de dispersão do feixe conforme a energia; (11) Amplificador de sinal; (12) Pontos de efeito corona.

2.2.6. Cíclotrons

2.2.6.1.Cíclotrons para produção de radioisótopos para medicina

Os cíclotrons ganharam grande importância nos últimos anos pela sua capacidade de produção de radionuclídeos de meia-vida curta, de uso crescente na medicina nuclear diagnóstica, principalmente nos dispositivos de tomografia por emissão de pósitrons. (PET). A diminuição de custo e de instalação desses equipamentos pelo uso de materiais supercondutores e de geradores de campo magnético de grande intensidade, permitiu sua rápida difusão para colocação em hospitais e centros médicos.

São dispositivos que *aceleram partículas carregadas, utilizando a diferença de potencial elétrico, associada a campos magnéticos* para defletir o feixe. É constituído de duas partes em forma de *D* separadas por um intervalo, conforme mostra a Figura 2.13.

O feixe de partículas é injetado no centro da máquina e é acelerado eletricamente por uma voltagem alternada, quando atravessa o intervalo entre os *D.* Sob a ação de um campo magnético, sincronizado, o feixe é defletido até cruzar e ser novamente acelerado no intervalo do outro lado do *D.* À medida que a *velocidade da partícula vai crescendo, o raio do feixe vai aumentando, numa trajetória em espiral*, até que atinja a energia final e, então, um extrator, desloca o feixe na direção do alvo a ser bombardeado. A condição para o bom funcionamento destas máquinas é o sincronismo entre a velocidade da partícula e os campos de aceleração e deflexão. Todas as regiões, no interior da máquina, de percurso e aceleração do feixe, devem ser providas de alto vácuo para não perturbá-lo.

As energias obtidas chegam a 15 MeV para prótons, 25 MeV para dêuterons e 50 MeV para partículas alfa.

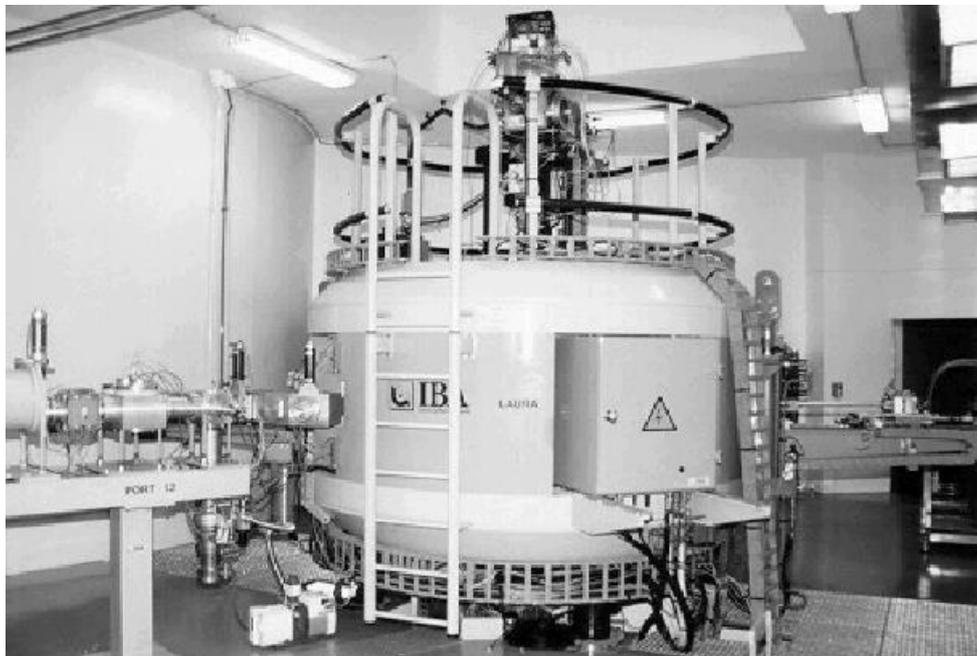
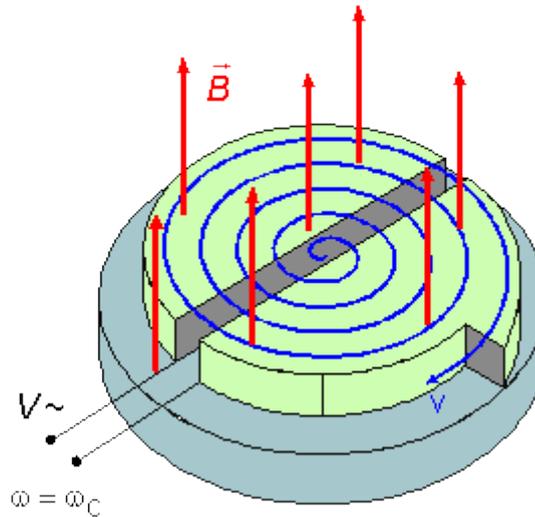



Figura 2.13 - Esquema de um cíclotron e equipamento instalado no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN - utilizado para a produção de radioisótopos.

2.2.6.2 O acelerador do Laboratório Nacional de Luz Sincrotron

Fazendo a *frequência* da voltagem aplicada *modular* periodicamente com o tempo, *obtém-se* outro tipo de máquina denominada de *sincrociclotron* ou *sincrotron*. Com isto podem ser produzidos feixes de prótons com energia muito alta, como por exemplo, 730 MeV na Califórnia (U.S.A.), 680 MeV em Dubna (Rússia), 600 MeV em Genebra (Suiça), etc. Com o acoplamento de máquinas aceleradoras, pode-se chegar a energias incríveis, como por exemplo, 10 GeV no *synchrophasotron* do Instituto de Pesquisas Nucleares de Dubna (Rússia) e 12,5 GeV na máquina do Laboratório Nacional de Argonne (USA).

Em Campinas, estado de São Paulo, está instalado o Laboratório Nacional de Luz Sincrotron (LNLS) que utiliza um sincrotron para acelerar elétrons que vão gerar feixes de fótons de alta energia e diferentes comprimentos de onda. O sincrotron existente acelera elétrons com energia de até 1,37 GeV que vão gerar os feixes de fótons utilizados em diversos ramos de pesquisa e estudo de materiais como estruturas moleculares, cristalografia e em desenvolvimentos de materiais para a indústria.

Está prevista a construção de um novo sincrotron no mesmo local, com energia de até 3 GeV. O novo projeto denomina-se Sirius.

2.2.6.3 O Grande Colisor de Hadrons (Large Hadron Collider) - LHC

Acelerando feixes de partículas e jogando um contra outro, obtêm-se os denominados *"anéis de colisão"*, cuja energia de interação, para elétrons e pósitrons, atinge a 60.000 GeV no laboratório.

O Grande Colisor de Hadrons (*Large Hadron Collider*) - LHC - do CERN foi construído num túnel a 100 metros de profundidade, com 27 quilômetros de circunferência e 8,6 km de diâmetro.

Ele acelera prótons a uma energia de 7 TeV, com uma energia total de colisão no centro de massa de 14 TeV. (1 TeV = 10^{12} eV).

Uma de suas pesquisas recentes foi a busca da detecção do Bóson de Higgs, partícula subatômica que seria responsável por expressar a energia do Universo no formato de massa. Por esta propriedade ele foi apelidada de *partícula de Deus.* A sua massa prevista está entre 115 e 127 GeV (1 GeV = 10^9 eV).

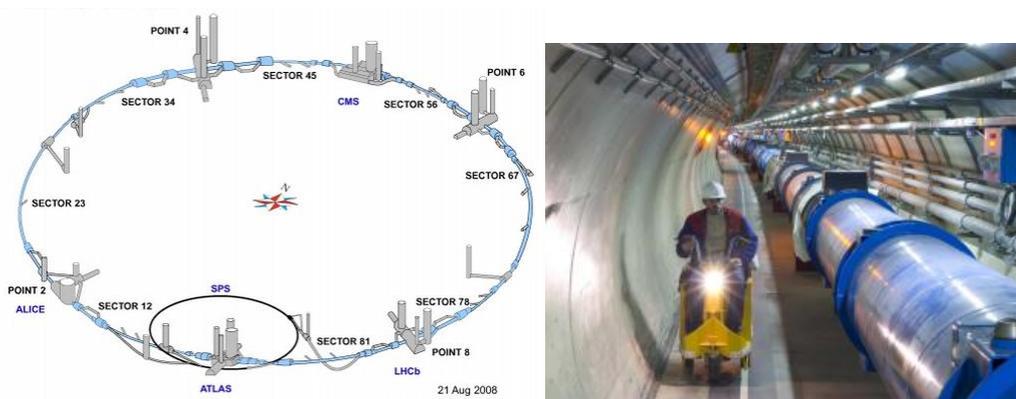



Figura 2.14 - Esquema do Grande Colisor de Hadrons (*Large Hadron Collider*) - LHC - e vista interna com um segmento do tubo de aceleração de 3 m de diâmetro. Quatro grandes experimentos são realizados nos Pontos: ALICE, ATLAS, CMS e LHCb.

O processo de aceleração dos prótons segue a sequência. Os átomos de hidrogênio são obtidos de uma garrafa de hidrogênio e os prótons são obtidos com a retirada dos elétrons dos átomos.

Os prótons saem do acelerador linear LINAC 2 no injetor da Proton Synchrotron (PS Booster, PSB) com uma energia de 50 MeV, que os acelera até 1,4 GeV.

O feixe é injetado no Proton Synchrotron (PS), onde sua energia chega a 25 GeV e a seguir enviado para o Super Proton Synchrotron (SPS), onde é acelerado a 450 GeV.

Finalmente, ele é transferido para o LHC com um tempo de carregamento de 4 min 20 s por anel, onde os prótons são acelerados por 20 minutos para atingir a energia

nominal de 7 TeV. A seguir um feixe é jogado contra o outro (acelerado em sentido contrário) produzindo uma energia de colisão de 14 TeV.

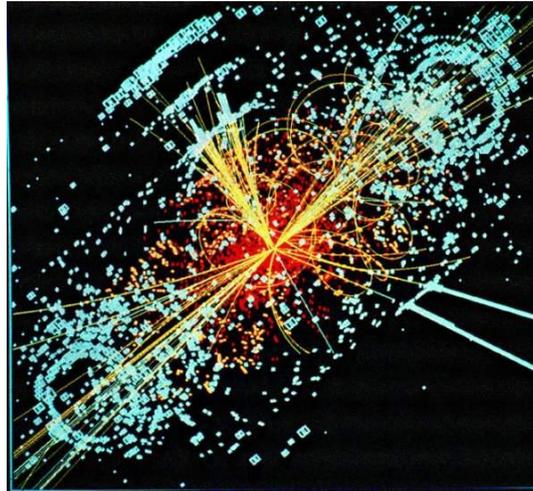



Figura 2.15 - Colisão dos feixes de prótons para a possível produção do Boson de Higgs.

2.2.7. Fontes de nêutrons

Utilizando o *bombardeio do berílio com partículas alfa* provenientes de um radionuclídeo com ele misturado, *gera-se* feixe de *nêutrons* de alto fluxo, *a partir das reações nucleares* nele produzidas.

As fontes mais utilizadas são de: Am-Be, Po-Be, Ra-Be, Pu-Be, capazes de gerar fluxos de mais de um milhão de nêutrons por cm^2, por segundo. São dispositivos selados e de pequeno volume, mas devido à capacidade de penetração e interação em vários materiais e no corpo humano, eles devem ser devidamente blindados com material de pequeno número atômico. A reação nuclear é do tipo: $^{9}Be\ (\alpha,n)\ ^{12}C$.

A Figura 2.16 mostra, simplificadamente, a estrutura de uma fonte de nêutrons utilizada em medidores nucleares.

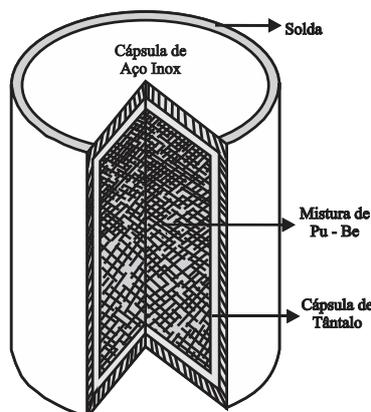



Figura 2.16 - Esquema de uma fonte de nêutrons de Pu-Be de um medidor de nível.

2.2.8. Irradiadores com radioisótopos

A obtenção de feixes de radiação a partir de radioisótopos permite a construção de muitos aparelhos usados na medicina, indústria e pesquisa. Conforme a finalidade, o tipo de radiação e intensidade do feixe, a máquina dispõe de blindagem, colimadores, sistemas de segurança ou mobilidade apropriados.

Os dispositivos mais utilizados na medicina são as *bombas de cobalto-60 para teleterapia, as* fontes de radiação gama para braquiterapia e os aplicadores oftalmológicos e dermatológicos com emissores beta.

2.2.8.1. *Bomba de Cobalto*

A bomba de cobalto é constituída por um cabeçote contendo uma *fonte selada de* ^{60}*Co*, com atividade de até 296 TBq (8000 Ci), *no interior de uma blindagem de chumbo ou urânio exaurido*, encapsulada por aço. No cabeçote, existe uma *janela* de saída do feixe gama, com *colimadores apropriados* para estabelecer o tamanho de campo e um *sistema de abertura e fechamento* que pode ser acionado por um sistema pneumático ou elétrico. Em alguns modelos, conforme mostra a Figura 2.17, a fonte é deslocada de sua posição de guarda, dentro da blindagem, para a posição de irradiação. Nesse modelo, existe uma barra metálica indicadora da posição da fonte, se exposta ou recolhida.

Para a exposição do paciente durante um intervalo de tempo, o operador fixa, por meio de um sistema de colimação da própria máquina, o tamanho e o formato do campo de irradiação em conformidade com o procedimento terapêutico prescrito.

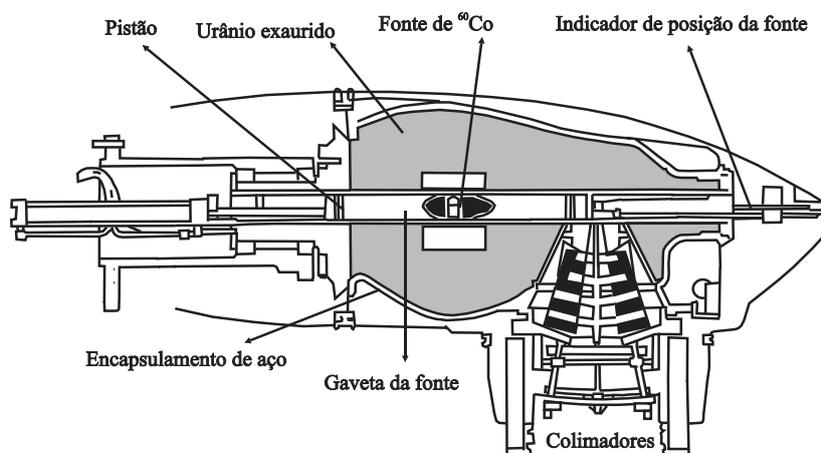



Figura 2.17 - Corte de um cabeçote de uma bomba de ^{60}Co modelo Theratron 780 usado em radioterapia.

2.2.8.2. *Fontes para braquiterapia*

As fontes utilizadas em braquiterapia são seladas, e têm *isótopos* emissores gama ou beta *encapsulados* no formato *adequado com sua aplicação*. Podem ser aplicadas superficialmente, intracavitariamente para exposição localizada ou intersticialmente em certas regiões do corpo. A atividade varia de *37 MBq a 370 GBq (1 mCi a 10 Ci)*. Os isótopos mais utilizados são ^{137}Cs, ^{60}Co, ^{90}Sr e ^{192}Ir.

2.2.8.3. *Irradiadores para gamagrafia*

Os *isótopos* ^{192}*Ir*, ^{60}*Co*, ^{75}*Se e* ^{137}*Cs* são utilizados na área de *gamagrafia industrial*, sendo que *os irradiadores* com ^{192}*Ir, do tipo portátil, constituem a maioria deles*.

Os irradiadores são classificados em duas categorias:

a) *Categoria I*: irradiador direcional, onde a fonte não é removida da blindagem durante a exposição. A irradiação é feita abrindo-se um obturador ou movendo-se a fonte dentro do próprio irradiador;
b) *Categoria II:* irradiador panorâmico, onde a fonte é removida de sua blindagem, por meio de um tubo guia, até a posição de irradiação.

Quanto às suas características físicas de transporte e mobilidade eles são classificados em:

- Classe P: portáteis, não excedendo a 50 kg;
- Classe M: móveis, mas não portáteis; podem ser deslocados de um lugar para outro por meio de dispositivos próprios;
- Classe F: fixos ou com mobilidade restrita dentro de uma área controlada.

Os irradiadores móveis, da categoria II, *são* constituídos de um conjunto de *discos metálicos de* ^{192}*Ir, encapsulados em aço inox e soldado a um porta-fonte flexível*, denominado de *"rabicho"*. Ele é conectado a um cabo de aço que o desloca dentro de um tubo-guia, durante as operações de exposição e recolhimento, na realização de uma radiografia.

A atividade da fonte vai de 0,74 a 1,85 TBq (20 a 50 Ci), podendo comportar até 3,7 TBq (100 Ci). *A fonte é guardada e transportada dentro de uma blindagem* constituída de urânio exaurido ou de chumbo, *com um invólucro de aço inox, mecanicamente resistente.* A fonte é movida por meio de uma manivela, a qual aciona um cabo de aço para deslocar a fonte da posição de guarda até o ponto de irradiação, dentro de um tubo-guia flexível. Na Figura 2.18 é mostrado um modelo de irradiador com ^{192}Ir, o esquema de guarda e blindagem da fonte e do procedimento técnico de obtenção da radiografia.

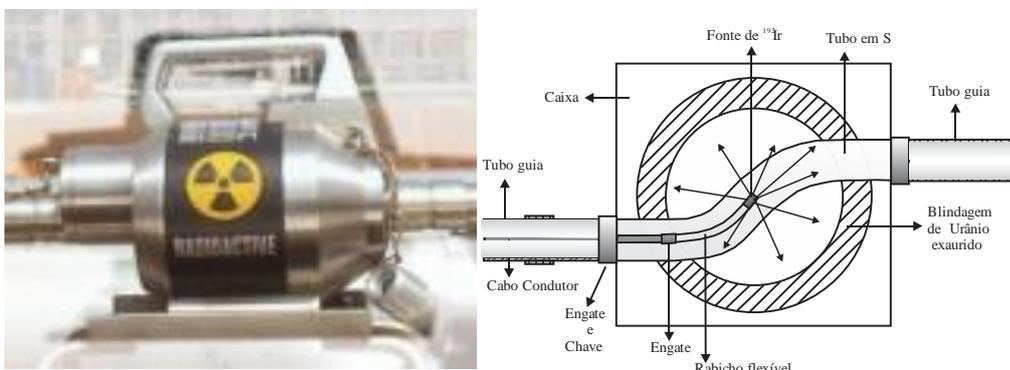



Figura 2.18 - Foto de um irradiador de ^{192}Ir e o esquema de guarda da fonte no irradiador e respectiva blindagem.

2.2.8.4. *Irradiador industrial*

Dentre as máquinas que utilizam radioisótopos, o *irradiador industrial* é uma das mais significativas, pois, *utiliza o ^{60}Co em grande quantidade e atividade*. A atividade total de ^{60}Co atinge a *$3{,}7 \cdot 10^{16}$ Bq = 37 PBq (1.000.000 curies).* Ele é muito utilizado em diversos tratamentos para desinfestação e conservação de produtos alimentares, como frutas, especiarias, aves, peixes e carnes; esterilização e redução da carga microbiana de produtos descartáveis como seringas, luvas e alguns produtos médico-cirúrgicos.

A fonte é constituída de *cilindros metálicos contendo ^{60}Co, encapsulados em varetas de aço inox*, dispostas verticalmente numa armação retangular, semelhante a um *secador de roupa*.

A instalação é constituída basicamente de um sistema de correia transportadora que carrega, do exterior para dentro da máquina, as caixas e *containeres* apropriados para a irradiação, fazendo-os passar diante da fonte exposta, com uma velocidade pré-estabelecida. Cada caixa passa duas vezes pela fonte, expondo ora um lado ora outro, para aplicar, o mais homogeneamente possível, a dose nos produtos alocados em seu interior.

Para realizar a irradiação, um eletromecanismo suspende a fonte, a partir do fundo de uma piscina cheia de água pura, até a posição de operação. Em qualquer outra situação, a fonte fica recolhida no fundo da piscina. Todo o conjunto contém um sofisticado e redundante sistema de segurança e é envolvido por uma espessa blindagem de concreto, constituindo uma forte casamata, dentro da qual pessoa nenhuma pode permanecer, um segundo sequer. As doses aplicadas no tratamento de frutas variam entre *0,2 e 0,4 kGy* e para produtos médico-cirúrgicos na faixa de *25 kGy*. Na Figura 2.19 é apresentado um esquema de um irradiador industrial.

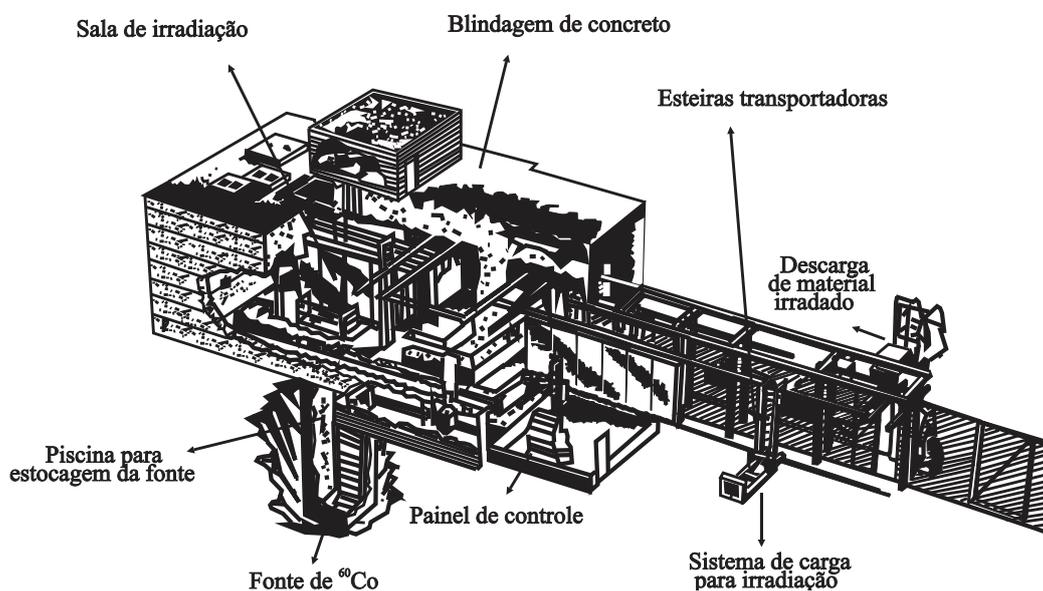



Figura 2.19 - Esquema de um irradiador industrial.

2.2.9. Efluentes e precipitações

A presença ou a liberação de materiais radioativos no meio ambiente potencialmente expõe a população à radiação ionizante, aumenta o risco de efeitos deletérios à saúde. Muitos compostos contendo *radionuclídeos* podem ser *provenientes de instalações nucleares,* como reatores e unidades do ciclo combustível, que

periodicamente liberam concentrações, permitidas por normas específicas, para o ambiente *em operação rotineira*, *ou* se dispersam descontroladamente, numa *situação de acidente*. Estas liberações normalmente são constituídas de efluentes líquidos ou gasosos. Os rejeitos sólidos que são dispersos no ambiente são quase sempre de forma acidental.

Outros materiais radioativos, dispersos na atmosfera e em ambientes aquáticos, são os *produtos dos testes nucleares (Fallout)* realizados na atmosfera, principalmente os realizados entre 1945 a 1980. Eles precipitaram em grande quantidade por ocasião dos testes, mas até hoje, podem ser medidos em qualquer localidade do mundo.

Nos 543 testes realizados na atmosfera, com 189 megatons *(Mt)* por artefatos à fissão e 251 megatons por fusão, a atividade de trício produzida foi estimada em: 251 Mt (fusão) $\times$ $7{,}4{\cdot}10^{17}$ Bq Mt^{-1} $=1{,}8{\cdot}10^{20}$ Bq. Nos 1876 testes subterrâneos realizados, foram injetados na Terra 90 Megatons de material radioativo. Um Megaton *(Mt)* corresponde a explosão de 1 milhão de toneladas de dinamite *(TNT).*

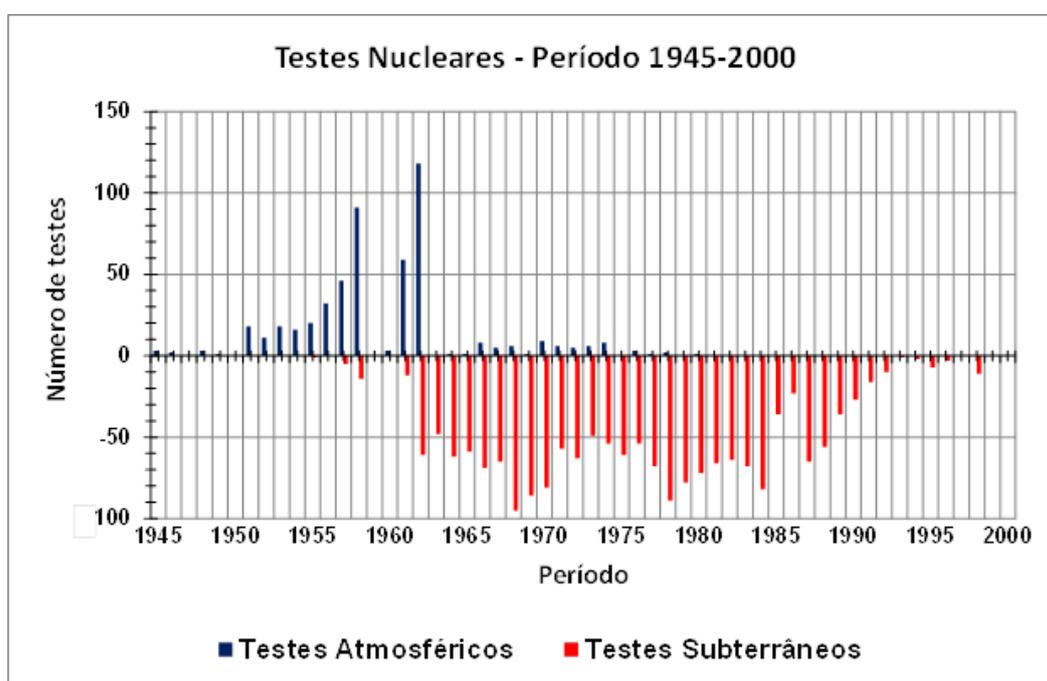



Figura 2.20 - 543 testes nucleares atmosféricos e 1876 testes subterrâneos realizados nos períodos de 1945 a 1980 e 1955 a 1998 respectivamente, por diversos países (UNSCEAR 2000).

Os radionuclídeos provenientes da fissão do urânio e plutônio (fragmentos de fissão) se dispersaram por toda a superfície da Terra, de tal modo que, hoje, é muito difícil encontrar um local ou um objeto, que não contenha os radionuclídeos de meia-vida longa como o ^{137}Cs, ^{90}Sr, ^{85}Kr, ^{129}I, remanescentes dos testes realizados no passado.

A quantidade de ^{90}Sr difundida nos testes nucleares é estimada em $6{\cdot}10^{17}$ Bq e a de ^{137}Cs em $9{,}6{\cdot}10^{17}$ Bq, sendo 76% no hemisfério Norte e 24% no hemisférico Sul. A Figura 2.21 mostra as concentrações de ^{137}Cs e ^{90}Sr na dieta humana, nos hemisférios Norte e Sul.

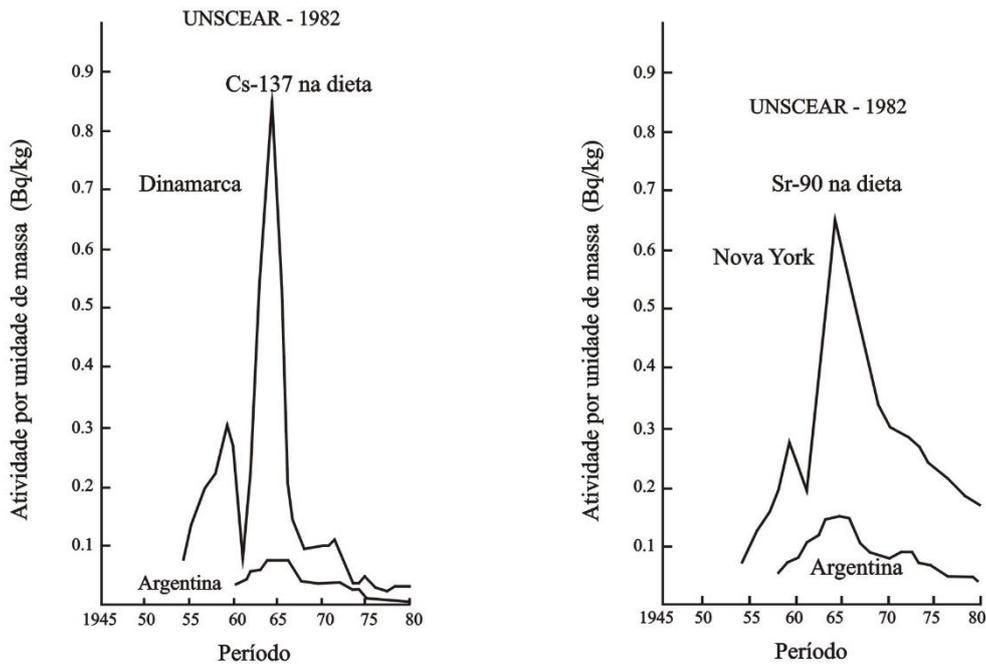



Figura 2.21 - Concentrações de ^{137}Cs e ^{90}Sr na dieta alimentar dos habitantes dos hemisférios Norte e Sul.

Conforme a publicação do UNSCEAR 2008-*Sources and Effects of Ionizing Radiation*, a dose efetiva total, em mSv, por ano *per capita* da população mundial causada pelos testes nucleares é mostrada na figura 2.22. Para a dose efetiva total, estão contabilizadas, as doses devido à ingestão, inalação e exposição externa.

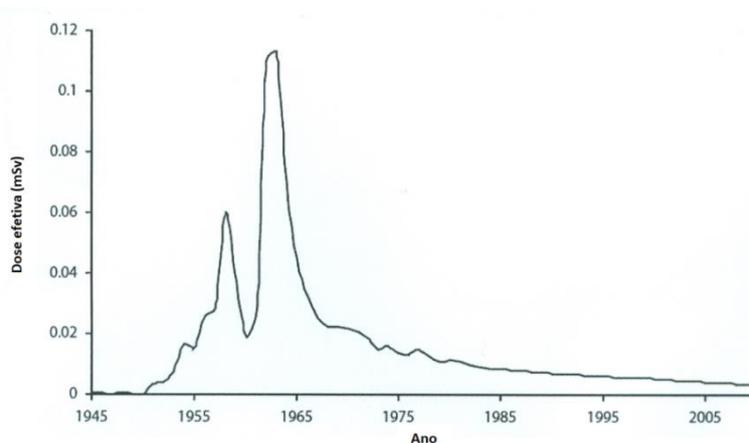



Figura 2.22 - Dose Efetiva anual *per capita* para os indivíduos da população mundial no período de 1945 a 2005.

2.3. INSTALAÇÕES NUCLEARES NO BRASIL

2.3.1. Reatores nucleares

Reatores nucleares são instalações que utilizam a reação nuclear de fissão em cadeia, de forma controlada, para a produção de energia ou de fluxo de nêutrons.

Quanto ao seu uso, os reatores nucleares podem ser divididos em dois grandes grupos: os reatores de potência, utilizados para a geração núcleo-elétrica em usinas nucleares ou como mecanismos de propulsão naval, e os reatores de pesquisa, usados para experimentos e ensino. A esses últimos poderiam ser adicionados os que são utilizados para a produção de radioisótopos, denominados de reatores de multipropósito, e os para testes de materiais.

2.3.1.1. Reatores de potência

Os reatores de potência contribuem com 13,4% da produção mundial de energia elétrica e são instalações que utilizam a energia nuclear para a produção de calor, que é então transformado em energia elétrica. Existem diferentes projetos de reatores de potência, que criam condições para a realização da reação em cadeia, seu controle e a transmissão do calor gerado para um sistema que movimenta uma turbina a vapor, que é o dispositivo gerador da energia elétrica. Alguns reatores trabalham com o urânio enriquecido, outros com o urânio natural. Nesse caso, para criar as condições para a realização da fissão, esses reatores utilizam o combustível em um ambiente de água pesada, que é a água enriquecida em isótopos mais pesados do hidrogênio (deutério e trítio).

Os reatores de potência utilizados no Brasil são do tipo PWR (Pressurized Water Reactor) e utilizam a água leve sob pressão como meio de retirada do calor produzido. A água leve é a água na proporção natural dos isótopos de oxigênio e hidrogênio, sendo assim denominada para diferenciar da água pesada. Os principais componentes desse tipo de reator são:

- O vaso do reator, onde fica o núcleo do combustível;
- O sistema primário de refrigeração, que é o sistema onde circula a água que está em contato com o núcleo;
- O pressurizador, componente do sistema primário que tem a função de permitir o adequado controle da pressão;
- O sistema secundário, que é o circuito onde circula a água que recebe o calor do circuito primário e é transformada em vapor para a movimentação da turbina;
- O gerador de vapor, que é o equipamento onde se dá a troca de calor entre o sistema secundário e o sistema primário, através da interpenetração de suas tubulações, sem haver troca de água entre eles.

Os circuitos primário e secundário são selados, isto é, não se comunicam com o ambiente. Existe ainda um circuito terciário de refrigeração, para baixar a temperatura da água do circuito secundário. Esta água está em forma de vapor e, para condensá-la, é necessária outra fonte de refrigeração. No caso das usinas brasileiras, a água do circuito terciário é a água do mar. Em outros países é usada a água de rios ou a refrigeração é feita pela circulação da água do secundário em altas torres, que se assemelham a grandes e largas chaminés.

A Figura 2.23 apresenta o esquema de um reator de potência do tipo PWR e a Figura 2.24 apresenta um corte de um reator do tipo de Angra 2.

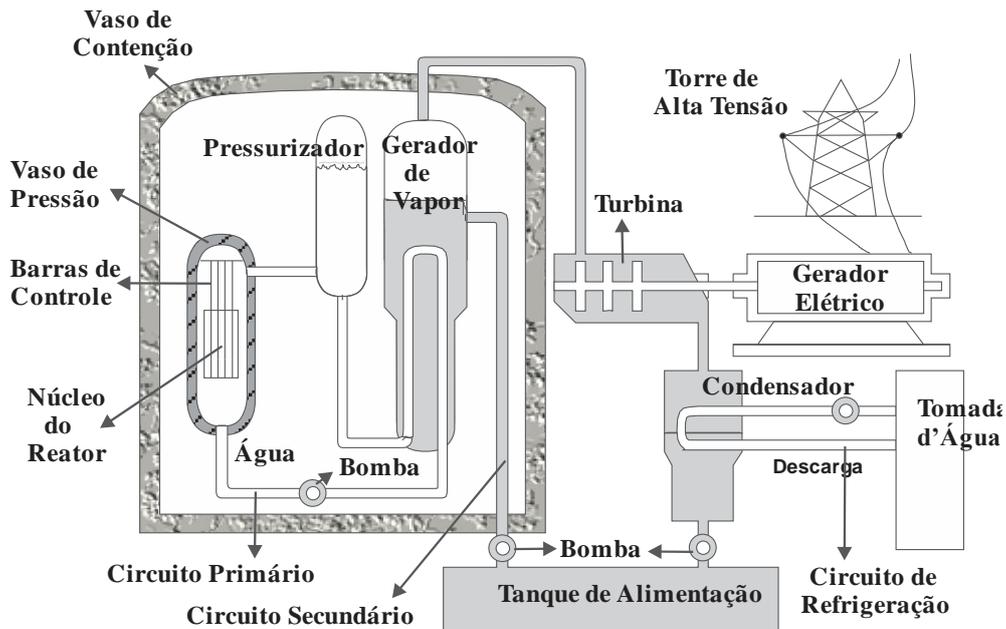



Figura 2.23 - Esquema de um reator de potência do tipo PWR.

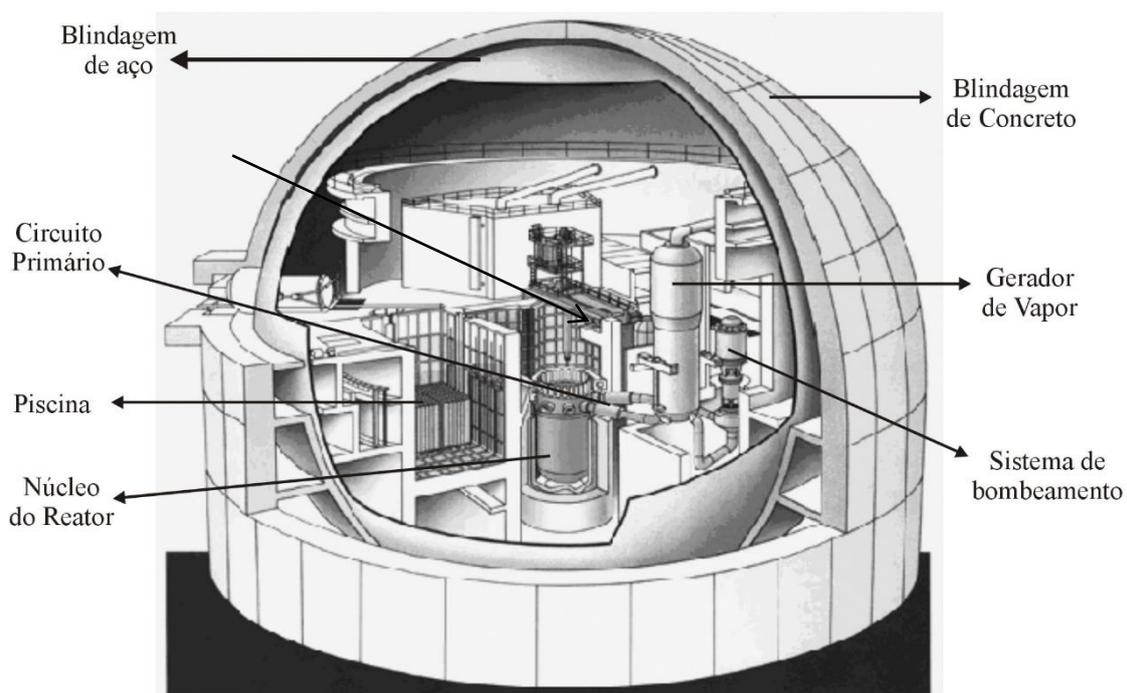



Figura 2.24 - Reator Nuclear do tipo de Angra 2.

O Brasil tem, em funcionamento, duas usinas nucleares de potência, Angra 1 e Angra 2, e uma em construção, Angra 3, constituindo a Central Nuclear Almirante Álvaro Alberto - CNAAA.

As usinas nucleares são operadas pela Eletronuclear, empresa do Ministério de Minas e Energia. Angra 1 é uma usina de fabricação Westinghouse, americana, e tem 626 MWe de potência. Angra 2 é de fabricação Siemens-KWU, alemã, e tem 1.300 MWe de potência. Angra 3 é de fabricação Siemens-KWU, alemã, e tem 1.405 MWe, e se encontra

em fase de construção. Embora sejam usinas relativamente antigas, principalmente Angra 1, são atualizadas sistematicamente com os desenvolvimentos de segurança, como ocorre normalmente com os reatores de potência em todo o mundo.

A Tabela 2.3 mostra os reatores de potência utilizados para geração nucleo-elétrica em operação e em construção no mundo. Além desses, existem os reatores planejados.

Tabela 2.3 - Reatores nucleares de potência no Mundo
http://www.world-nuclear.org/info/reactors.htm

REATORES NUCLEARES NO MUNDO – 2013					
País	**Em operação**		**Em construção**		**% Geração Elétrica (em 2011)**
	Nº Reatores	**Total MWE**	**Nº Reatores**	**Total MWE**	
África do Sul	2	1.800	-	-	5,2
Alemanha	9	12.003			17,8
Argentina	2	935	1	745	5,0
Armênia	1	376			33,2
Bélgica	7	5.943			54,0
Brasil	2	1.901	1	1.405	3,2
Bulgária	2	1906			32,6
Canadá	19	13.553			15,3
China	173	13.955	28	30.550	1,8
Eslovênia	1	696			41,7
Emirados Árabes			1	1.400	
Espanha	79	7.002			19,5
Estados Unidos	103	101.570	3	3.618	19,2
Finlândia	4	2.741	1	1.700	31,6
França	58	63.130	1	1.720	77,7
Holanda	1	485			3,6
Hungria	4	1.755			42,2
Índia	20	4.385	7	5.300	3,7
Irã			2	2.111	
Japão	50	44.396	3	3.036	18,1
Coreia do Sul	23	20.787	4	5.415	34,6
México	2	1.600			3,6
Paquistão	3	725	2	680	3,8
Reino Unido	16	10.038			17,8
Rep. Checa	6	3.766			33,0
Romênia	2	1.310			19,0
Rússia	33	24.169	10	9.160	17,6
Suécia	10	9.399			39,6
Suíça	5	3.252			40,8
Ucrânia	15	13.168			47,2
TOTAL	**435**	374.524	**66**	68.309	

2.3.1.2. Reatores de pesquisa

Os reatores de pesquisa são normalmente reatores com potência relativamente baixa em comparação com os destinados à geração de energia**.** No Brasil existem quatro reatores de pesquisa em operação:

a) Reator IEA-R1 no Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares - IPEN/CNEN em São Paulo;
b) Reator IPEN-MB-01 no Centro Tecnológico da Marinha em São Paulo - CTMSP;
c) Reator Triga no Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear - CDTN/CNEN em Belo Horizonte;
d) Reator Argonauta no Instituto de Engenharia Nuclear - IEN/CNEN, no Rio de Janeiro.

O reator IEA-R1 tem 5 MWe de potência e além de ser usado para pesquisa, é usado para a produção de radioisótopos. Os reatores Triga e Argonauta tem a potência da ordem de centenas de kWe. O reator IPEN-MB-01 é usado principalmente para testes de materiais e combustíveis.

2.3.2. O Ciclo do combustível nuclear

O Ciclo do Combustível Nuclear compreende todos os processos e manuseios pelos quais o combustível nuclear tem que passar, desde a mineração até a disposição do rejeito radioativo. O escopo do ciclo do combustível pode variar consideravelmente porque cada um dos muitos tipos de reator existentes no mundo tem seu combustível diferente, que requer um tratamento distinto em sua produção (Figura 2.25).

Os reatores à água pressurizada (pressurized water reactor - PWR) e reatores à água fervente (boiling water reactor - BWR), que juntos constituem a grande maioria dos reatores comerciais em funcionamento, têm, para todos os propósitos práticos, o mesmo ciclo de combustível, mudando somente o nível de enriquecimento do combustível e suas dimensões. Reatores a água pesada ou reatores refrigerados a gás, entretanto, não requerem uma planta de enriquecimento do urânio em seu ciclo, pois trabalham com o urânio natural, isto é, na distribuição isotópica encontrada na natureza.

2.3.2.1. A mineração e extração do urânio

O urânio é um material relativamente abundante, presente em um grande número de minerais e formações geológicas. Uma quantidade considerável de urânio explorável economicamente existe na Austrália, no Canadá, na Nigéria, nos Estados Unidos e na África do Sul. Embora somente um quarto de seu território tenha sido devidamente prospectado, o Brasil detém a sexta reserva mundial. O teor de urânio nas minas mais ricas varia de 0,1% até quase 1%. Muitas minas de urânio contêm o urânio associado a outros minerais de interesse. No Brasil, o urânio de Itataia, Ceará, está associado ao fosfato. A definição de uma jazida em relação a ser economicamente explorável depende de um conjunto de fatores, como o tipo do minério, a tecnologia disponível e seu rendimento, o preço do urânio no mercado internacional, e fatores ambientais que podem dificultar sua extração.

A mineração do urânio pode ser feita a céu aberto ou em minas subterrâneas. No Brasil, Poços de Caldas iniciou-se com mineração subterrânea, passando posteriormente para mineração a céu aberto. A mina de Caetité, na Bahia, utiliza a mineração a céu aberto.

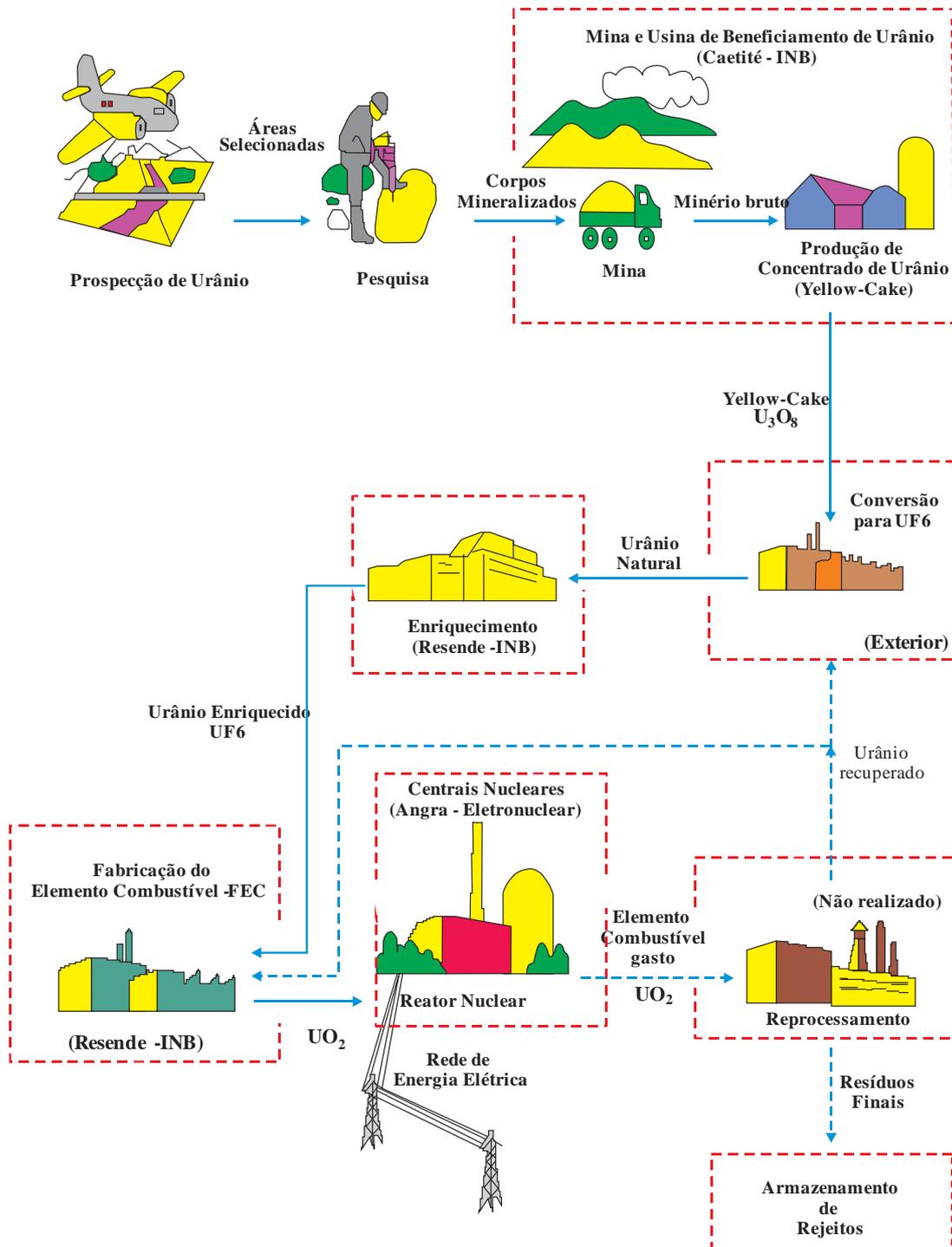



Figura 2.25 - Esquema do ciclo do combustível nuclear.

A extração do urânio depende do minério em que se encontra, a partir do qual é definido o processo de melhor economicidade para sua extração. O minério de urânio é normalmente moído para facilitar o ataque por agentes químicos. O urânio é então

lixiviado com ácido para ser extraído do minério. A solução obtida, denominada licor, é depois purificada por métodos químicos comuns. O produto final é um concentrado de urânio (U_3O_8), sólido, de cor amarela, conhecido por *yellow-cake,* que contém aproximadamente 70% do urânio do minério.

Ainda que uma planta de mineração consuma uma quantidade razoável de água para sua operação, seu funcionamento não precisa se constituir em algo prejudicial para os lençóis de água da região, bastando somente o manejo adequado. Os acidentes potenciais considerados na mineração são aqueles relacionados à mineração convencional de minérios com metais pesados. Os maiores cuidados são relacionados à contaminação ambiental. Em relação ao trabalhador, a maior preocupação para minas a céu aberto é a inalação de poeira e, para minas subterrâneas, além da poeira, a presença de radônio acumulado no ambiente.

2.3.2.2. Conversão para hexafluoreto de urânio (UF_6)

O concentrado de urânio extraído do minério consiste de óxidos de urânio. Uma planta química converte o óxido de urânio em hexafluoreto de urânio (UF_6). O hexafluoreto de urânio é uma substância sólida em temperatura ambiente, que sublima para o estado gasoso na temperatura de 64°C. Ele reage fortemente com água e também com o vapor de água atmosférico.

Durante o armazenamento e transporte, o urânio deve ser mantido em contêineres à prova de ar. Esses contêineres são cilindros robustos, de diversos tamanhos padronizados e com qualidade controlada. Nesse estágio do ciclo do combustível o concentrado de urânio é purificado e preparado para o processo de enriquecimento.

2.3.2.3. O enriquecimento isotópico do urânio

O processo de enriquecimento consiste em alterar a distribuição isotópica do urânio existente na natureza, aumentando a proporção do isótopo 235 do urânio, criando condições para a realização da reação em cadeia. Os combustíveis de reatores comerciais tipo PWR são enriquecidos em níveis de 3,5 -5,0%. Para reatores de submarinos nucleares ou reatores de pesquisa, o nível de enriquecimento é da ordem de 20%.

O método de enriquecimento utilizado no Brasil é o da ultracentrifugação gasosa, sendo o Brasil um dos oito países no mundo a dominar a tecnologia do enriquecimento. Nesse processo, o hexafluoreto de urânio, mantido em estado gasoso utilizando parâmetros de pressão e temperatura, é centrifugado em altíssimas velocidades. A fração mais pesada do gás, mais pobre nas moléculas contendo o isótopo ^{235}U, concentra-se nas regiões mais externas do volume da centrífuga, enquanto que a fração mais leve concentra-se junto ao eixo. Separando-se a extração de cada região pode-se obter uma fração mais enriquecida no isótopo ^{235}U, que é o que se deseja, e outra mais empobrecida nesse isótopo. A capacidade de separação de cada unidade isoladamente é muito pequena e é necessária uma enorme quantidade de estágios trabalhando em paralelo e em série. Esses conjuntos constituem-se o que é chamado de uma *cascata de enriquecimento*.

Existem outros métodos de enriquecimento de urânio, como a difusão gasosa, o enriquecimento por separação eletromagnética, o enriquecimento por jato centrífugo, o enriquecimento por troca iônica e o enriquecimento à laser. Dos métodos existentes, somente a ultracentrifugação e a difusão gasosa são utilizados comercialmente nos dias de hoje.

No processo de enriquecimento de urânio, além do urânio enriquecido em ^{235}U resulta também o urânio empobrecido nesse isótopo, que também é chamado de urânio

depletado. Esse urânio, em função de sua alta densidade específica, tem sido usado como blindagem para radiação gama e também na indústria bélica, em blindagem pesada e em pontas perfurantes de projéteis.

O acidente potencial associado com o processo de conversão e com o de enriquecimento é o vazamento de hexafluoreto de urânio. A toxidade química do urânio e do flúor são os principais eventos neste tipo de acidente. A liberação de hexafluoreto resulta na formação de ácido fluorídrico e compostos de flúor e urânio, mais pesados que o ar. O efeito da radioatividade é menos significativo que o efeito tóxico do ácido fluorídrico e que o efeito químico do urânio como metal pesado.

2.3.2.4. A fabricação do elemento combustível

Os reatores à água leve, como Angra 1 e Angra 2, utilizam o combustível constituído de óxido de urânio encapsulado em tubos de *zircaloy* (liga especial, resistente à corrosão, bastante permeável à passagem de nêutrons e boa condutora de calor).

O passo seguinte após o enriquecimento é a conversão do hexafluoreto de urânio em pó de dióxido de urânio. Esse processo é comumente denominado reconversão. E consiste em transformar o hexafluoreto de urânio em UO_2 que é um pó de coloração cinza escuro metálico.

O pó é então comprimido em pequenas pastilhas cilíndricas que são cozidas à uma temperatura da ordem de 1.700 ^oC. O material assim preparado é um material cerâmico e, pelas suas características, tem alta capacidade de retenção dos produtos de fissão resultantes do processo de reação nuclear. Essas pastilhas recebem um acabamento e são montadas dentro dos tubos de zircaloy. Por sua vez, esses tubos ou *varetas* são montados em conjuntos sustentados por grades (*assemblers*), constituindo cada conjunto um elemento combustível. São utilizados 121 elementos combustíveis em um reator do tipo de Angra 1 e 193 elementos em Angra 2.

Na planta de reconversão e fabricação de elemento combustível os acidentes potenciais considerados mais relevantes, além do vazamento de hexafluoreto de urânio, são os acidentes de criticalidade. Esses acidentes ocorrem quando por algum motivo uma quantidade de urânio enriquecido suficiente para iniciar uma reação em cadeia é agregada em uma geometria que crie as condições para essa reação. O resultado é a emissão de grande quantidade de radiação e calor.

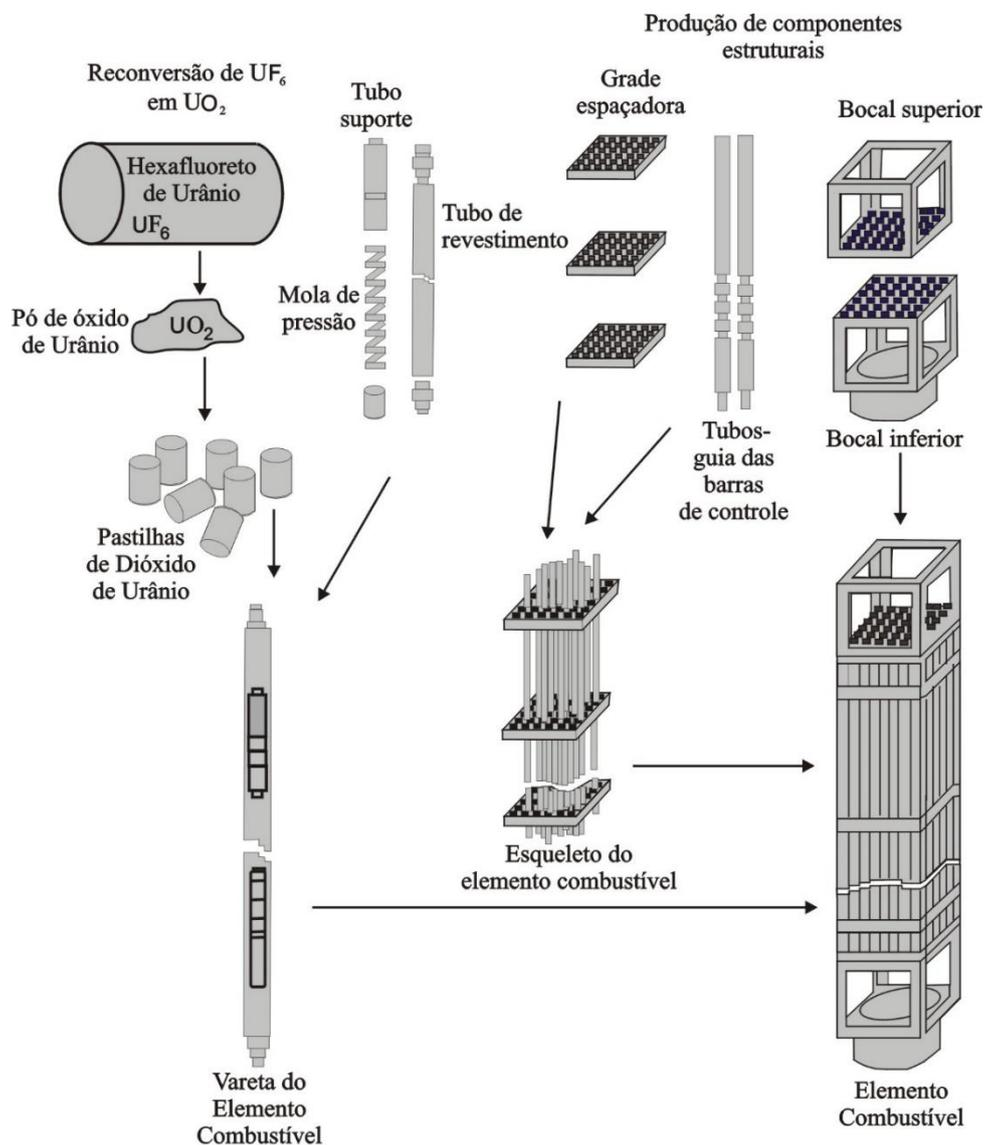



Figura 2.26 - Elemento combustível.

2.3.2.5. O reprocessamento do combustível

Depois de utilizado, o combustível *queimado* de um reator nuclear ainda contém material físsil - valores típicos para reatores à água leve são 0,7-0,8% de ^{235}U e 0,6 a 0,7% de plutônio. O aproveitamento desse material para a fabricação de novos elementos combustíveis pode ser feito por meio do seu *reprocessamento*. Além do urânio, o plutônio pode ser utilizado para a fabricação de combustível, com óxido misto de urânio e plutônio. Nesse tratamento, os elementos combustíveis são dissolvidos e, através de um conjunto de operações de separação, os materiais utilizáveis são separados dos que são considerados definitivamente rejeitos.

O reprocessamento é também realizado com materiais provenientes dos arsenais atômicos.

As plantas de enriquecimento e de conversão são projetadas para trabalhar com urânio com uma radioatividade muito pequena. Dessa forma são estabelecidos requisitos muito restritivos para o trabalho com urânio reprocessado, que normalmente vem contaminado com outros materiais provenientes das reações de fissão.

Os acidentes potenciais previstos em uma planta de reprocessamento são os de vazamento e de criticalidade, além de explosões químicas e incêndio. As plantas de reprocessamento merecem maior atenção em função da quantidade de material altamente radioativo que manipulam.

2.3.2.6. Rejeitos radioativos no ciclo do combustível

Os rejeitos radioativos são constituídos por material não aproveitado produzido em cada uma das fases do ciclo do combustível. Em todas essas fases existe a produção de certa quantidade de material contaminado, como roupas, luvas, ferramentas, filtros e componentes dos equipamentos substituídos. Esses tipos de material fazem parte dos rejeitos de baixa e média atividade.

O rejeito da extração do urânio consiste do estéril moído e lixiviado contendo traços de urânio, algum tório, rádio e polônio. Há também o radônio liberado na atmosfera. Muitas vezes são adicionados aditivos para a neutralização da massa de rejeitos. O maior cuidado com os rejeitos da mineração é evitar a contaminação do ambiente com o restante do urânio que não foi retirado do material, mas que se encontra mais disponibilizado depois dos tratamentos a que foi submetido.

Na fase de conversão, o principal rejeito é o proveniente da purificação do urânio.

No enriquecimento não existe rejeito do processo, exceto material contaminado. Da mesma forma na reconversão e na fabricação de pastilhas e montagem do elemento combustível.

Nos reatores de potência tipo PWR, a maior quantidade de rejeito é constituída de rejeitos de baixa e média atividade. Os rejeitos de alta atividade são os que provêm do reprocessamento do combustível queimado. Alguns países optaram por não reprocessar o combustível, como é o caso dos Estados Unidos. Nesse caso, o rejeito de alta atividade é o próprio combustível queimado.

O reprocessamento, além do material contaminado, produz como rejeito o material que é separado daquele que será reutilizado.

2.3.2.7. Instalações nucleares industriais do Ciclo do Combustível no Brasil

Caetité-BA

No interior da Bahia, na cidade de Caetité, encontram-se as instalações da URA-Unidade de Concentrado de Urânio das Indústrias Nucleares do Brasil - INB, que envolvem a mina e o beneficiamento do minério. Esse urânio é extraído do minério pelo processo de lixiviação estática e beneficiado no local, produzindo o *yellow-cake*, que é enviado ao exterior para purificação, conversão em hexafluoreto de urânio e posterior enriquecimento. A previsão de produção é de 400 t/ano de U_3O_8 na forma de diuranato de amônio (DUA).

Resende

No acordo de Cooperação Nuclear com a Alemanha foi acertada a transferência de tecnologia de várias etapas da fabricação do elemento combustível nuclear. Assim, foram construídas em Resende, com tecnologia alemã, as instalações das Indústrias Nucleares do Brasil - INB - referentes à fabricação de pó e das pastilhas e à fabricação de componentes e montagem do elemento combustível.

O urânio, após o processo de enriquecimento, é recebido nas instalações da INB ainda na forma de hexafluoreto de urânio e é processado para a obtenção do pó e para a confecção das pastilhas. Essas pastilhas são montadas em varetas, com sistemas de molas, para pressionar as pastilhas e guardar espaço para os gases radioativos e inertes, gerado em seu interior.

As varetas são montadas em grades e cada conjunto constitui um elemento combustível para o reator. Parte do urânio enriquecido utilizado nas usinas Angra 1 e Angra 2 é produzida nas instalações de Resende onde estão sendo construídas as cascatas para enriquecimento em escala industrial, que utiliza a tecnologia nacional de ultracentrifugação transferida pela Marinha do Brasil. No ano de 2014 está previsto a conclusão do Módulo 2 da Usina de Enriquecimento, que ampliará a capacidade nacional de enriquecimento de urânio. Nos anos de 2015 e 2016 está prevista a entrada em operação dos Módulos 3 e 4 da Usina de Enriquecimento.

Poços de Caldas

As atividades de mineração da antiga mina de urânio estão definitivamente suspensas. Existem projetos de uso de suas instalações para os laboratórios de análise da INB e para o desenvolvimento e estudos de processos envolvendo a mineração e o beneficiamento de urânio.

2.3.2.8. Instalações nucleares de pesquisa no Brasil

O Brasil é um dos poucos países do mundo a possuir o domínio completo da tecnologia do Ciclo do Combustível Nuclear. Esse desenvolvimento tecnológico foi feito principalmente nas instalações do IPEN e do Centro de Tecnologia da Marinha de São Paulo (CTMSP), antiga COPESP. Os demais institutos da CNEN e centros de pesquisa de outras instituições também participaram deste programa como um todo.

IPEN-SP

O Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares – IPEN, foi fundado como Instituto de Energia Atômica em 1956, com a finalidade de abrigar o reator IEA-R1, recebido naquele ano através do programa *Átomos para a Paz.* Está localizado na Campus da USP, em São Paulo. Em torno do reator, que ficou pronto apenas um ano depois, em 1957, foram desenvolvidas atividades diversas, criando o principal núcleo de pesquisas na área nuclear no País. Além do IEA-R1, que teve sua potência original aumentada de 3,5 MW para 5,0 MW, foi construído no IPEN, em colaboração com a Marinha, o reator MB-01, utilizado para testes de materiais e configurações de combustíveis no núcleo. O IPEN mantém em funcionamento sua capacidade de produzir combustível para reatores de pesquisa, trabalhando principalmente com ligas de urânio metálico. Tem ainda condições de produzir esse combustível à partir do hexafluoreto enriquecido. Além de produzir o combustível para o IEA-R1, produz também para os outros reatores de pesquisa do país. Grande parte das instalações, onde foram realizados muitos dos trabalhos pioneiros do desenvolvimento nacional da tecnologia do ciclo do combustível, está hoje desativada. No IPEN existe também um irradiador de cobalto de grande porte, de fabricação totalmente nacional e dois cíclotrons para a produção de radiofármacos de meia-vida curta. São áreas de pesquisa do IPEN a produção de radiofármacos, as aplicações industriais da energia nuclear, o desenvolvimento de lasers, a aplicação de

técnicas nucleares na área ambiental, além de pesquisas em outras áreas correlatas, como células de combustível.

O IPEN é o centro de preparação e distribuição de Molibdenio-99, que produz o Tecnécio-99m, radiofármaco mais utilizado em medicina no Brasil e no mundo.

O IPEN é também o responsável pela coordenação do Projeto do Reator Multipropósito Brasileiro - RMB, em desenvolvimento com o apoio de outros institutos da CNEN, com o objetivo de produzir radioisótopos para uso diverso (principalmente Molibdênio-99), de permitir o testes de materiais e de disponibilizar feixe de nêutrons para atividades de pesquisa e desenvolvimento.

CTMSP

O Centro de Tecnologia da Marinha em São Paulo - CTMSP, tem suas principais instalações construídas no local denominado Aramar (de *ara-terra* e *mar-Marinha*), situa-se em Iperó, no estado de São Paulo. É o principal centro de pesquisas da Marinha do Brasil para a área nuclear, e reúne as principais pesquisas em andamento no ciclo do combustível nuclear no Brasil.

Neste local, está em construção o reator protótipo de propulsão naval (*LABGENE*), que servirá de base para o reator para o futuro submarino nuclear.

No CTMSP, além das instalações piloto e de demonstração de enriquecimento de urânio por ultracentrifugação, estão instalações voltadas para o desenvolvimento e fabricação de elemento combustível para reatores de pesquisa. Está também em construção uma unidade de demonstração de purificação de urânio e conversão para hexafluoreto de urânio.

O CTMSP possui também instalações de pesquisa e desenvolvimento na Cidade Universitária da USP, na cidade de São Paulo, junto ao IPEN, onde são realizadas pesquisas complementares.

CDTN-BH

O Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear - CDTN, situado no campus da UFMG, em Belo Horizonte, é o sucessor do antigo Instituto de Pesquisas Radioativas - IPR, primeiro instituto voltado para a área nuclear no País, fundado em 1953. O CDTN conta com um reator Triga para pesquisas e análises radioquímicas, além de um irradiador de cobalto para desenvolvimento de trabalhos na área de irradiação de materiais e estudos com pedras semipreciosas.

Durante o Acordo Brasil-Alemanha, o CDTN foi o principal centro nacional de suporte técnico para as pesquisas de desenvolvimento do processo de enriquecimento por *jatocentrífugo*, no tempo em que a Nuclebrás era a empresa responsável pelas atividades industriais nucleares no país. Esse processo era desenvolvido em conjunto com a Alemanha. O CDTN mantém pesquisas na área de combustíveis de reatores e de corrosão de materiais. É também o principal centro nacional no estudo de gestão de rejeitos e de projeto de repositórios para rejeitos de baixo e médio nível de atividade. Executa também trabalhos e pesquisas na área ambiental, envolvendo radionuclídeos ou técnicas nucleares.

IEN-RJ

O Instituto de Engenharia Nuclear - IEN localiza-se na Ilha do Fundão, no Campus da UFRJ. Foi fundado em 1962 e seu início foi marcado pela construção do reator Argonauta, de um projeto feito em Argonne (EUA) e com fabricação totalmente nacional.

O reator, ainda em funcionamento, é utilizado principalmente para atividades de ensino, de radioquímica e de estudo de interação de nêutrons com a matéria.

No início de sua existência, o IEN dedicou a pesquisas na área de reatores rápido. Possui também *looping* de água para estudos de tubulações em reatores.

O IEN foi o pioneiro na implantação bem como na produção de radionuclídeos com cíclotron no País.

Na fase de desenvolvimento do Programa Autônomo para o Ciclo do Combustível, o IEN participou principalmente do desenvolvimento de substâncias químicas essenciais e estratégicas para as diversas etapas da produção do combustível nuclear e no desenvolvimento de instrumentação nuclear, sendo responsável pela atualização de mesas de controle de vários equipamentos de grande porte no próprio IEN e em outras instalações nucleares. Desenvolveu também pesquisas sobre o processo de enriquecimento de urânio utilizando colunas de resina de troca iônica. Atuou também na área de caracterização do combustível de reatores de pesquisa produzido com urânio metálico.

Atualmente desenvolve trabalhos na área de interação homem-sistema, com estudos de simuladores e desenvolvimento de ambientes de trabalho.

IRD-RJ

O Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) teve sua origem na década de 1960 em um pequeno laboratório de dosimetria do Departamento de Pesquisas Científicas e Tecnológicas da CNEN, situado nas dependências da PUC-RJ. Em 21 de março de 1972, o Laboratório de Dosimetria foi transferido para suas novas instalações na Barra da Tijuca, passou a integrar o Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear da Companhia Brasileira de Tecnologia Nuclear (CBTN) e, em 29 de janeiro de 1974, passou a denominar-se Instituto de Radioproteção e Dosimetria. Em 16 de janeiro de 1974 a CBTN foi sucedida pelas Empresas Nucleares Brasileiras (NUCLEBRÁS) que incorporou o IRD e, em 26 de julho de 1979, ele foi reincorporado à CNEN.

O IRD é uma unidade da CNEN dedicada à pesquisa, desenvolvimento e ensino na área de proteção radiológica, dosimetria e metrologia das radiações ionizantes, atua em colaboração com universidades, agências governamentais, hospitais e indústrias para promover o uso seguro das radiações ionizantes e da tecnologia nuclear. Além disso, possui cursos de divulgação, especialização, mestrado e doutorado, com a finalidade básica de formação de recursos humanos especializados nas suas áreas de atuação. Possui estreita ligação com setores de segurança e proteção radiológica da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) e United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR) e, em metrologia com o Bureau International de Pesos e Medidas (BIPM). É o laboratório designado pelo INMETRO para metrologia das Radiações Ionizantes no Brasil e o Laboratório Padrão Secundário pela IAEA.

LAPOC-Poços de Caldas-MG

O Laboratório de Poços de Caldas destacou-se como local de estudo dos processos de extração e beneficiamento de urânio das diversas jazidas do país, com trabalhos sobre o minério de Poços de Caldas, da jazida de Lagoa Real, em Caetité, e de Itataia. Hoje atua como laboratório de apoio ao licenciamento e controle das instalações nucleares, na área de remediação de áreas degradadas e na avaliação de processos dentro do Ciclo do

Combustível. Fornece também apoio analítico e suporte técnico para as atividades de inspeção e avaliação na área mineral e de processamento do urânio.

2.4. INSTALAÇÕES RADIATIVAS NO BRASIL

As instalações radiativas podem ser classificadas em 5 grandes áreas conforme mostrado na Figura 2.27. As instalações médicas, industriais, de ensino e pesquisa foram agrupadas pelas *práticas* adotadas. As áreas de distribuição e serviços estão agrupadas por equipamento ou operações envolvendo fontes de radiação, conforme aplicável. Em 2000, o cadastro nacional incluía 2.925 instalações radiativas. Embora cerca de 70% das instalações estejam concentradas na região Sudeste, é esperado um crescimento nas demais regiões. Das instalações existentes no cadastro, 1.202 operam na área de medicina, 914 na área de indústria, 628 na área de pesquisa e as demais na área de serviços e distribuição.

Figura 2.27 - Tipos de instalações radiativas no Brasil.

2.4.1. Instalações médicas

2.4.1.1 Serviços de Radioterapia

O país segue a tendência mundial de substituição de equipamentos de telecobaltoterapia por aceleradores lineares e de fontes de braquiterapia convencional por equipamentos de alta taxa de dose, além da disseminação dos implantes temporários e definitivos principalmente com fontes de ^{125}I. Em 2013, as 313 instalações de Serviços

de Radioterapia no país operaram 78 fontes radioativas de braquiterapia de alta dose, 57 equipamentos de ^{60}Co e 260 aceleradores lineares.

2.4.1.2 Serviços de Medicina Nuclear

Os crescentes avanços do uso de radioisótopos em Medicina, tanto devido à substituição dos métodos de irradiações externa por irradiação interna em terapia, como ao emprego de novos radiofármacos em diagnóstico, tem refletido em um enorme crescimento na disseminação e no uso dessas técnicas.

2.4.1.3 Instalações de produção de radiofármacos de meia-vida curta

Até o ano de 2006, a produção de radioisótopos para uso médico no Brasil era monopólio estatal, sendo realizada em 4 cíclotrons da CNEN: 2 localizados na cidade de São Paulo e 2 na cidade do Rio de Janeiro. A crescente demanda por radiofármacos emissores de pósitrons, *cuja meia vida é menor do que duas horas*, levou à mudança na legislação e, em fevereiro de 2006, através da Emenda Constitucional 49, foi quebrado o monopólio estatal para a produção e comercialização de radioisótopos de meia-vida inferior a 2 horas. Desde então, o número de aceleradores cíclotrons privados para a produção de radiofármacos vem crescendo acentuadamente. A partir de 2006 foram instalados mais 9 cíclotrons no país: 1 em Brasília, 2 em Porto Alegre, 1 em Campinas, 1 em São Paulo, 1 em Salvador, 1 em Curitiba, 1 em Belo Horizonte (CNEN) e 1 em Recife (CNEN). Atualmente duas novas instalações estão em construção (São José do Rio Preto/SP e Euzébio/CE).

Associadas aos cíclotrons para a produção de radioisótopos de meia-vida curta para uso em medicina, estão instalações de *radiofarmácia*, responsáveis pela produção das substâncias que serão utilizadas nos diversos processos metabólicos. Dentre os isótopos produzidos por cíclotron para uso em medicina, o mais utilizado é o ^{18}F, de meia vida inferior a duas horas, que decai por emissão de pósitron. Esse pósitron, ao ser liberado, interage com um elétron livre, produzindo dois raios gamas de energia 0,511 MeV e *direção opostas*. Processando o sinal gerado pela radiação gama, é possível criar imagens com grande precisão para processos diversos, utilizados principalmente para o diagnóstico de câncer e para a área de cardiologia.

Os equipamentos que trabalham e formam a imagem proveniente do processamento da radiação de aniquilação do pósitron são os *tomógrafos por emissão de pósitrons* - PET, que, associados a imagens geradas pela *tomografia computadorizada* - TC, formam os equipamentos e técnicas conhecidas por PET/CT.

O PET/CT utiliza o ^{18}F associado à uma molécula de glicose (2[^{18}F] fluoro-2-deoxi-D-glicose) para o diagnóstico ou mapeamento de tumores. Atualmente outros compostos com o ^{18}F estão em desenvolvimento, assim como o uso de outros emissores de pósitrons (^{11}C, ^{13}N) em instituições de pesquisa brasileiras.

No País, até meados de 2013, existiam 91centros utilizando equipamentos de diagnóstico por PET.

2.4.2 Instalações industriais

2.4.2.1. Instalações de radiografia industrial

A utilização da radiografia industrial no Brasil voltou a ter um aumento de demanda com a construção do gasoduto Brasil-Bolívia e depois com sua duplicação. A radiografia industrial tem grande utilização na verificação da *qualidade das soldas* nas junções das tubulações. É também muito utilizada no *controle da qualidade da produção* de peças metálicas ou estruturas de concreto.

2.4.2.2 Indústrias que operam medidores nucleares

As indústrias siderúrgicas, petroquímicas, fabricantes de bebidas, de plásticos e papel em geral utilizam equipamentos fixos com fontes radioativas incorporadas para medição de nível ou espessura, assim como medidores portáteis para medição de densidade e compactação de solos. Em junho de 2013 existiam 546 instalações com 4.415 fontes radioativas utilizadas, sendo as principais: ^{137}Cs, ^{241}Am, ^{60}Co, ^{90}Sr e ^{85}Kr.

2.4.2.3. Serviços de perfilagem de petróleo

Em 2013, 6 empresas operaram 18 bases de prospecção de petróleo, localizadas nas regiões Norte e Nordeste e na Bacia de Campos com o total de 339 fontes radioativas de ^{241}Am, ^{60}Co, ^{226}Ra, ^{137}Cs e fontes de nêutrons de Am-Be.

2.4.2.4. Irradiadores industriais de grande porte

Em 2013 existem no país cinco irradiadores industriais de grande porte, sendo cinco em São Paulo, nas cidades de São José dos Campos, Campinas, Jarinu e Cotia Esses irradiadores operam com fontes de ^{60}Co e são utilizados para esterilização de artigos médicos, de componentes de cosméticos, de ração animal, e em alguns casos, de alimentos para exportação (Tabela 2.4).

Além desses, existem 4 aceleradores industriais que produzem feixes de elétrons utilizados principalmente para a polimerização de cabos plásticos, com a finalidade de melhorar suas propriedades mecânicas e de resistência ao tempo (Tabela 2.5).

Tabela 2.4 - Irradiadores industriais de grande porte em operação, em 2013, para esterilização de materiais com radiação gama do ^{60}Co.

INSTALAÇÃO	LOCAL/ESTDO	ATIVIDADE (kCi)
Unidade de Esterilização de Cotia (Embrarad I)	Cotia/SP	780
Unidade de Esterilização de Cotia (Embrarad II)	Cotia/SP	2.060
Companhia Brasileira de Esterilização	Jarinu/SP	2.700
Johnson& Johnson	São José dos Campos/SP	380
IPEN	São Paulo/SP	1.000

Tabela 2.5 - Aceleradores de elétrons industriais em operação no Brasil, em 2013.

INSTALAÇÃO	LOCAL/ESTADO	ENERGIA (keV)	FUNÇÃO
Acelétrica	Rio de Janeiro/RJ	10.000	Irradiação de turfas
Acome	Irati/PR	550	Reticulação de polímero (cabos elétricos)
Sumitomo	Fazenda Rio Grande/PR	500	Reticulação de polímero (pneus)
Michelin	Rio de Janeiro/RJ	600	Reticulação de polímero (pneus)
IPEN	São Paulo/SP	1.500	Reticulação de polímero (cabos elétricos)

2.4.3. Instalações de pesquisa

O uso de material radioativo em pesquisa se dá principalmente em universidades e centros especializados. As finalidades das pesquisas são as mais diversas: física nuclear, biologia, agricultura, saúde, meio ambiente, hidrologia e outras.

Em 2013, 578 instalações de pesquisa estavam cadastradas na CNEN. As fontes mais utilizadas são ^{3}H, ^{14}C, ^{22}Na, ^{55}Fe, ^{55}Ni, ^{125}I, ^{226}Ra, ^{35}S, ^{233}U, ^{234}U e ^{32}P.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

E. de Almeida e L. Tauhata, *Física Nuclear*, Editora Guanabara Dois, Rio de Janeiro, RJ, 1981.

Ya.B. Zeldovich and I.D. Novikov, *Relativistic Astrophysics, Vol. I, Stars and Relativity*, The University of Chicago Press, USA, 1971.

NCRP REPORT No.160, *Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*, National Council on Radiation Protection and Measurement - 7910 Woodmont Avenue, Suite 400, Bethesda, MD 20814-3095, 2009.

UNSCEAR, Report, *Sources and Effects of Ionizing Radiation*, 1993. *http://www.unscear.org/unscear/publications.html*.

UNSCEAR, Report, *Exposures to the public from man-made sources of radiation*, Vol. I, Annex C, 2000. *http://www.unscear.org/unscear/publications.html*.

UNSCEAR, Report, *Sources and Effects of Ionizing Radiation*, Vol. I, 2008. *http://www.unscear.org/unscear/publications.html*.

CAPÍTULO 3

INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

3.1. IONIZAÇÃO, EXCITAÇÃO, ATIVAÇÃO E RADIAÇÃO DE FREAMENTO

Sob o ponto de vista físico, as radiações, ao interagir com um material, podem nele provocar excitação atômica ou molecular, ionização ou ativação do núcleo.

3.1.1. Excitação atômica ou molecular

Interação onde elétrons são deslocados de seus orbitais de equilíbrio e, ao retornarem, emitem a energia excedente sob a forma de luz ou raios X característicos.

3.1.2. Ionização

Interação onde elétrons são removidos dos orbitais pelas radiações, resultando elétrons livres de alta energia, íons positivos ou radicais livres quando ocorrem quebra de ligações químicas.

3.1.3. Ativação do núcleo

A interação de radiações, com energia superior à energia de ligação dos nucleons, com um material, pode provocar reações nucleares, resultando num núcleo residual e emissão de radiação. A absorção de nêutrons de baixa energia, denominados de *nêutrons térmicos*, pode ocorrer com certa frequência dependendo da natureza do material irradiado e da probabilidade de captura do nêutron pelo núcleo (ver Figura 3.1), deixando-o também em um estado excitado.

3.1.4. Radiação de freamento

As radiações constituídas por partículas carregadas, como alfa, beta e elétrons acelerados, ao interagir com a matéria, podem converter uma parte de sua energia de movimento, cerca de 5%, em radiação eletromagnética. Esta radiação, denominada de raios X de freamento, é o resultado da interação entre os campos elétricos da partícula incidente, do núcleo e dos elétrons atômicos. Ocorre com maior probabilidade na interação de elétrons com átomos de número atômico elevado. Devido ao mecanismo e ao ângulo aleatório de saída da partícula após a interação, a energia convertida em raios X é imprevisível, com valor variando de zero até um valor máximo, igual à energia cinética da partícula incidente.

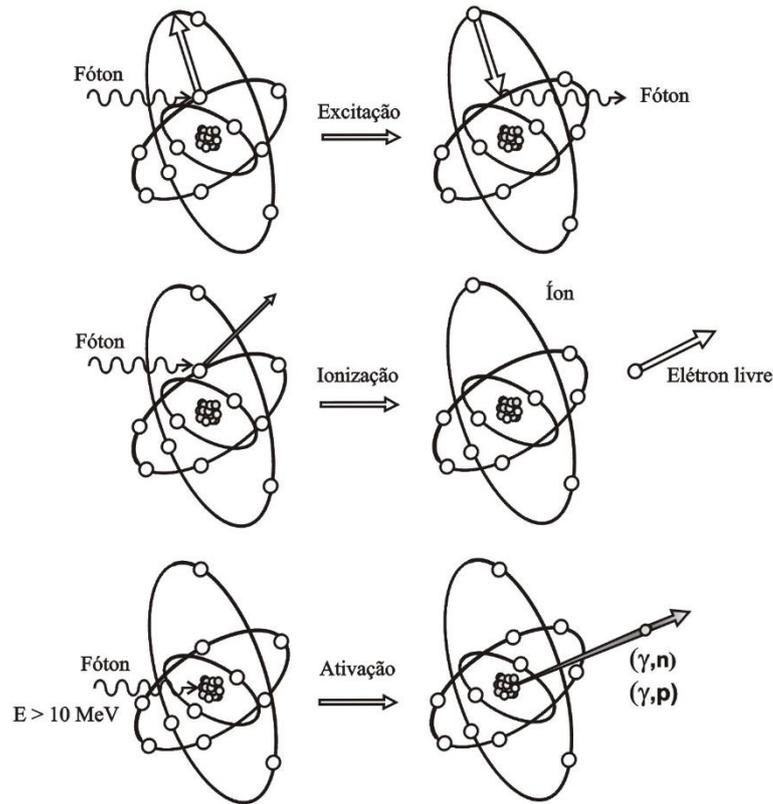



Figura 3.1 - Modos de interação da radiação com a matéria.

3.2. RADIAÇÕES DIRETAMENTE E INDIRETAMENTE IONIZANTES

No processo de transferência de energia de uma radiação incidente para a matéria, as radiações que têm carga, como elétrons, partículas α e fragmentos de fissão, atuam principalmente por meio de seu campo elétrico e transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo, e são denominadas *radiações diretamente ionizantes*. As radiações que não possuem carga, como as radiações eletromagnéticas e os nêutrons, são chamadas de *radiações indiretamente ionizantes*, pois interagem individualmente transferindo sua energia para elétrons, que irão provocar novas ionizações. Este tipo de radiação pode percorrer espessuras consideráveis dentro de um material, sem interagir.

3.2.1. Interação

No contexto das radiações indiretamente ionizantes (fótons e nêutrons), a palavra interação é aplicada aos processos nos quais a energia e/ou a direção da radiação é alterada. Tais processos são aleatórios e, dessa forma, só é possível falar na probabilidade de ocorrência das interações.

3.2.2. Probabilidade de interação ou secção de choque

Secção de choque para uma radiação em relação a um dado material é a probabilidade de interação por unidade de fluência de partículas daquela radiação por centro de interação do material. Fluência é o número de partículas que passa por unidade de área.

Secção de choque (σ) para uma radiação em relação a um dado material pode ser representada pela área aparente que um centro de interação (núcleo, elétron, átomo) apresenta para que haja uma interação com a radiação que o atinge. A dimensão da secção de choque é $[L^2]$ e a unidade no SI é o m^2. Como é utilizada para dimensões da ordem do raio do núcleo, é adotada uma unidade especial, o *barn (b)*, que vale 10^{-28} m^2.

3.3. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

As radiações eletromagnéticas ionizantes de interesse são as radiações X e gama. Devido ao seu caráter ondulatório, ausência de carga e massa de repouso, essas radiações podem penetrar em um material, percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação. Este poder de penetração depende da probabilidade ou secção de choque de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A penetrabilidade dos raios X e gama é muito maior que a das partículas carregadas, e a probabilidade de interação depende muito do valor de sua energia.

Quando a energia dos fótons ultrapassa o valor da energia de ligação dos nucleons, cerca de 8,5 MeV, podem ocorrer as *reações nucleares*. Assim, para radiações eletromagnéticas com energia de valor no intervalo de 10 a 50 MeV podem ativar a maioria dos elementos químicos com os quais interagir. Nesta região de energia ocorrem as denominadas *reações fotonucleares por ressonância gigante*.

Os principais modos de interação, excluindo as reações nucleares são o *efeito fotoelétrico*, o *efeito Compton* e a *produção de pares*.

3.3.1. Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é caracterizado pela transferência total da energia da radiação X ou gama (que desaparece) a um único elétron orbital, que é expelido com uma energia cinética E_c bem definida,

$$E_c = h \cdot \nu - B_e$$

onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e B_e é a energia de ligação do elétron orbital.

Como E_c difere da energia do fóton de um valor constante B_e, com a sua transferência para o material de um detector, pode ser utilizada como mecanismo de identificação do fóton e de sua energia (Figura 3.2)

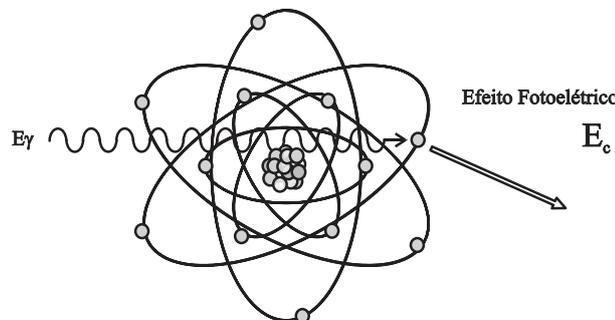



Figura 3.2 - Representação do efeito fotoelétrico.

Nota: Como a transferência de energia do elétron de ionização para o meio material produz uma ionização secundária proporcional, a amplitude de pulso de tensão ou a intensidade de corrente proveniente da coleta dos elétrons ou íons, no final do processo, expressam a energia da radiação incidente.

A direção de saída do fotoelétron em relação à de incidência do fóton varia com a energia. Para energias acima de 3 MeV, a probabilidade do elétron sair na direção e sentido do fóton é alta; para energias abaixo de 20 keV a maior probabilidade é a de sair com um ângulo de 70°. Isto se deve à ação dos campos elétrico e magnético que, variando na direção perpendicular à de propagação do fóton, exercem força sobre o elétron na direção de 90°, e se compõe com o momento angular do elétron.

Nota: O alcance de um fotoelétron de 1 MeV é cerca de 1,8 mm no NaI(Tl) e 0,8 mm no Ge, que são substâncias utilizadas para a confecção de detectores de radiação.

O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos químicos de elevado número atômico Z. A probabilidade de ocorrência aumenta com $(Z)^4$ e decresce rapidamente com o aumento da energia. Para o chumbo, o efeito fotoelétrico é predominante para energias menores que 0,6 MeV e para o alumínio para energias menores que 0,06 MeV.

Para os elétrons do mesmo átomo, a probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para os que possuem maior energia de ligação, isto é, os elétrons das camadas K, L e M.

Na Figura 3.3 são apresentados os valores dos coeficientes de atenuação total para radiação gama para o chumbo, em função da energia, onde se pode observar a contribuição do efeito fotoelétrico e das energias de ligação das camadas eletrônicas K e L, nas faixas de energia de 10,4 a 59,8 keV e 74,8 a 89 keV.

3.3.2. Pico de absorção *K* para o efeito fotoelétrico

Para que o processo fotoelétrico ocorra com um elétron em particular, a energia do fóton não pode ser menor que a energia de ligação B_e deste elétron no átomo. Para fótons com energia maior que B_e, a probabilidade decresce à medida que cresce essa energia, isto é, a probabilidade de interação é máxima quando a energia do fóton for igual a energia de ligação B_e. Nessa região de energia, a seção de choque atômica para o efeito fotoelétrico varia aproximadamente com $(h\nu)^{-3}$. Mais de 80% das interações primárias são na camada K, quando a interação com essa camada é permitida ($h\,\nu > B_K$).

Quando a energia do fóton atinge a energia de ligação da camada K, há então uma descontinuidade na curva que descreve a probabilidade de interação em função da energia, chamada de pico de absorção K. A probabilidade de interação, que vinha decrescendo com o aumento da energia do fóton, sofre um acréscimo repentino, para depois cair novamente. Efeito similar ocorre com a camada *L*. A Figura 3.3 mostra essas características para o chumbo.

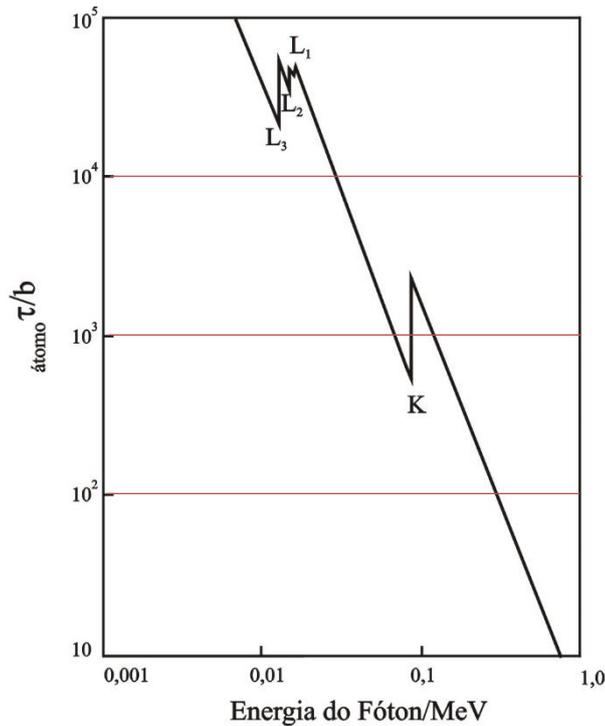



Figura 3.3 - Valores de secção de choque para efeito fotoelétrico para o chumbo, em função da energia da radiação.

3.3.3. Efeito Compton

No *efeito Compton*, o fóton é espalhado por um elétron de baixa energia de ligação, que recebe somente parte de sua energia, continuando sua sobrevivência dentro do material em outra direção e com menor energia. Como a transferência de energia depende da direção do elétron emergente e esta é aleatória, de um fóton de energia fixa podem resultar elétrons com energia variável, com valores de zero até um valor máximo.

Assim, a informação associada ao elétron emergente é desinteressante sob o ponto de vista da detecção da energia do fóton incidente. Sua distribuição no espectro de contagem é aleatória, aproximadamente retangular. A energia do fóton espalhado E'_γ depende da energia do fóton incidente E_γ e do ângulo de espalhamento θ, em relação à direção do fóton incidente, dada pela expressão,

$$E'_\gamma = \frac{E_\gamma}{1 + \alpha(1 - cos\theta)}$$

onde

$$\alpha = \frac{E_\gamma}{m_o c^2}$$

A energia do fóton espalhado é máxima para $\theta = 0^o$ e mínima para $\theta = 180^o$. A energia cinética do elétron ejetado é máxima para este caso, e igual a,

$$T = T_{max} = E_\gamma \frac{2\alpha}{1 + 2\alpha}$$

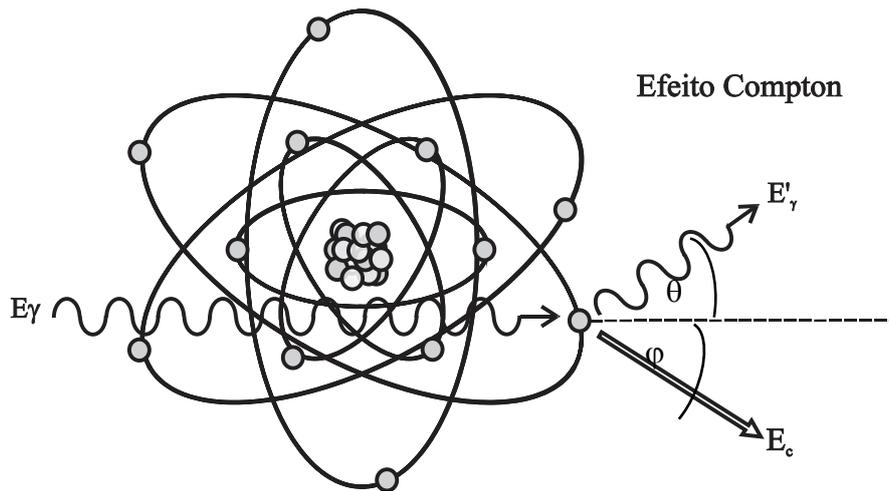



Figura 3.4 - Representação do efeito Compton.

Quando a energia de ligação dos elétrons orbitais se torna desprezível face à energia do fóton incidente, a probabilidade de ocorrência de espalhamento Compton aumenta consideravelmente.

O efeito Compton se torna mais provável quando a energia da radiação gama incidente aumenta de valor, ou quando a energia de ligação do elétron que sofre a incidência possui um valor comparativamente menor, a ponto de, considerá-la desprezível em relação à da radiação incidente.

O formalismo físico-matemático anteriormente descrito foi simplificado à semelhança de uma colisão mecânica e, assim, expressões para a energia do fóton espalhado, com um ângulo θ, e do elétron emergente, com um ângulo φ, puderam ser obtidas facilmente.

Nesta descrição, assim como para o efeito Fotoelétrico, considera-se que o fóton se comporta como um corpúsculo e o elétron como uma partícula livre.

Entretanto, sabe-se que isto constitui aproximações pragmáticas, sem o tratamento quântico mais rigoroso.

Na descrição da Física Quântica, a interação do fóton com o elétron, é tratada no formato de probabilidades de interação, que nada mais são que as secções de choque microscópicas. Nesta descrição, são envolvidos o formalismo de Dirac (ver: C. Cohen-Tannoudjii, B. Diu, F. Laloé, *Mécanique Quantique*, Herman 1973) e o modelo de Klein-Nishina (O. Klein, Y. Nishina: Z. der Physik 52, p.863 (1929)).

O cálculo da secção de choque de espalhamento Compton, descreve o evento como resultado de dois processos, com diferentes estados intermediários:

1) O fóton incidente $E_\gamma = h\nu_o$ é totalmente absorvido pelo elétron, que então atinge um estado intermediário de momento $h\nu_o/c$. Na transição para o estado final, o elétron emite o fóton $E'_\gamma = h\nu'$.
2) O elétron que emitiu o fóton $h\nu'$, atinge um estado intermediário com momento $(-h\nu/c)$, ficando então presentes, dois fótons $h\nu_o$ e $h\nu'$. Na transição para o estado final, o fóton $h\nu_o$ é então absorvido pelo elétron.

Com esta descrição do processo de espalhamento Compton, a secção de choque total de colisão σ_c, fica composta de uma secção de choque de espalhamento (emissão) da radiação gama $_s\sigma_c$ e uma secção de choque de absorção de energia da radiação eletromagnética $_a\sigma_c$. Na Figura 3.5 são mostrados os valores da variação da secção de choque para espalhamento Compton em função da energia da radiação.

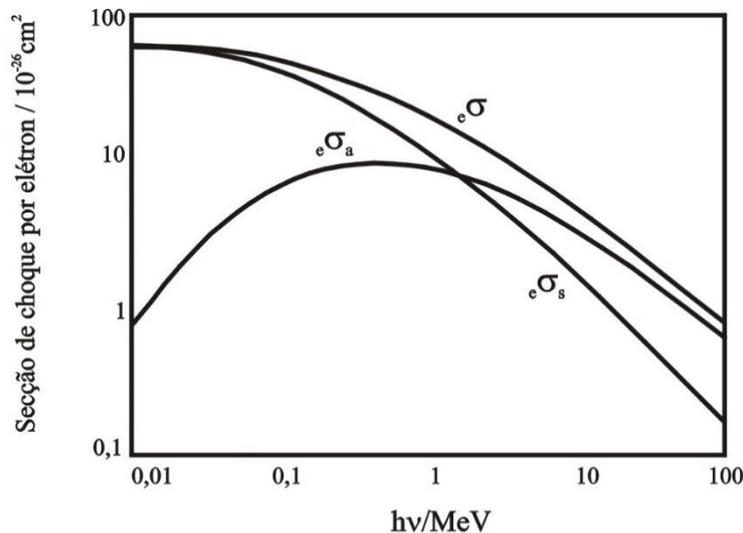



Figura 3.5 - Valores de seção de choque para espalhamento Compton ($_e\sigma$) em função da energia do fóton; $_e\sigma_a$ é a seção de choque de absorção e $_e\sigma_s$ é a seção de choque de espalhamento da radiação no Efeito Compton.

3.3.4. Espalhamento Compton coerente ou efeito Rayleigh

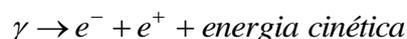
Em interações de fótons de baixa energia com elétrons muito ligados, pode ocorrer uma interação onde o átomo todo absorve o recuo e o fóton praticamente não perde energia, mudando simplesmente sua direção. Esse tipo de interação é denominado *espalhamento Compton coerente ou efeito Rayleigh*, e a direção de espalhamento predominante é para a frente.

O efeito Rayleigh tem maior probabilidade de ocorrência para baixas energias dos fótons e para valores altos de Z. Para o carbono, o efeito Rayleigh ocorre na região dos 20 keV de energia dos fótons e contribui com um máximo de 15% de participação na atenuação total.

O efeito Rayleigh pode ser considerado como um caso particular do espalhamento Compton.

3.3.5. Formação de par

Uma das formas predominantes de absorção da radiação eletromagnética de alta energia é a produção de par elétron-pósitron. Este efeito ocorre quando fótons de energia superior a 1,022 MeV passam perto de núcleos de número atômico elevado, interagindo com o forte campo elétrico nuclear. Nesta interação, ilustrada na Figura 3.6, a radiação desaparece e dá origem a um par elétron-pósitron ($2mc^2$ = 1,022 MeV), por meio da reação:

$$\gamma \rightarrow e^- + e^+ + energia\ cinética$$

As duas partículas transferem a sua energia cinética para o meio material, sendo que o pósitron volta a se combinar com um elétron do meio e dá origem a 2 fótons, cada um com energia de 511 keV.

Nota: No caso de ocorrer a formação de par num detector, dependendo de suas dimensões, a probabilidade de escape de um fóton ou mesmo até dos 2 fótons de 511 keV, pode ser significativa e, assim, no espectro, observam-se 3 picos de contagem; o primeiro correspondente à energia do fóton incidente, o segundo com energia desfalcada de 511 keV e o terceiro, desfalcado de 1,02 MeV, correspondentes, respectivamente, à detecção total do fóton, aos escape simples e duplo.

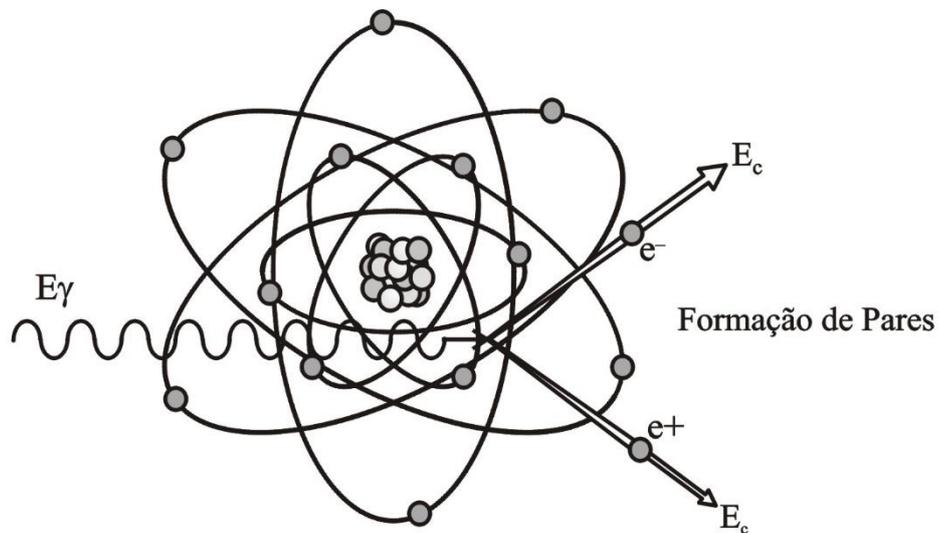



Figura 3.6 - Representação do efeito de produção de pares.

3.3.6. Importância relativa dos efeitos fotoelétrico, Compton e produção de pares

As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energias de fótons suficientemente baixas, mas à medida que a energia cresce, o efeito fotoelétrico diminui mais rapidamente que o efeito Compton e este acaba se tornando o efeito predominante. Continuando a aumentar a energia do fóton, ainda que o efeito Compton decresça em termos absolutos, continua aumentando em relação ao efeito fotoelétrico. Acima da energia de alguns MeV para o fóton, a produção de pares passa a ser a principal contribuição para as interações de fótons. A Figura 3.7 mostra a variação da participação de cada um desses processos para a variação de Z e da energia dos fótons. A Figura 3.8 mostra essa contribuição para o caso do carbono e do chumbo.

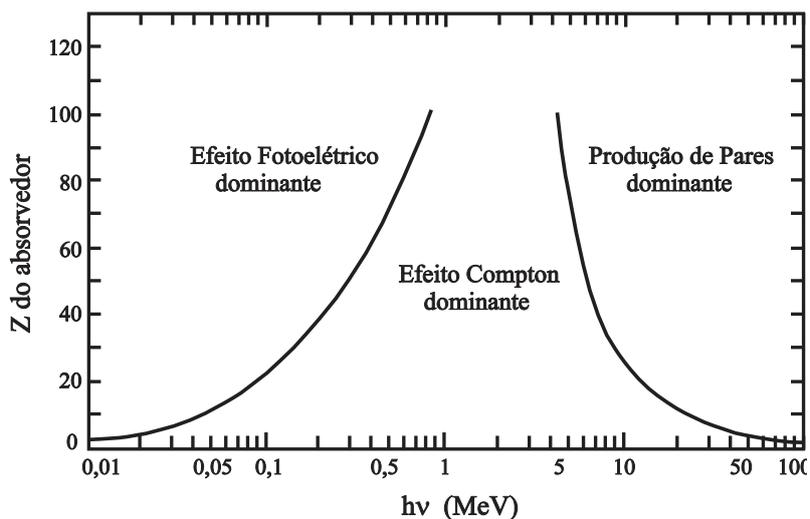



Figura 3.7 - Importância relativa dos diversos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia do fóton e do número atômico do material.

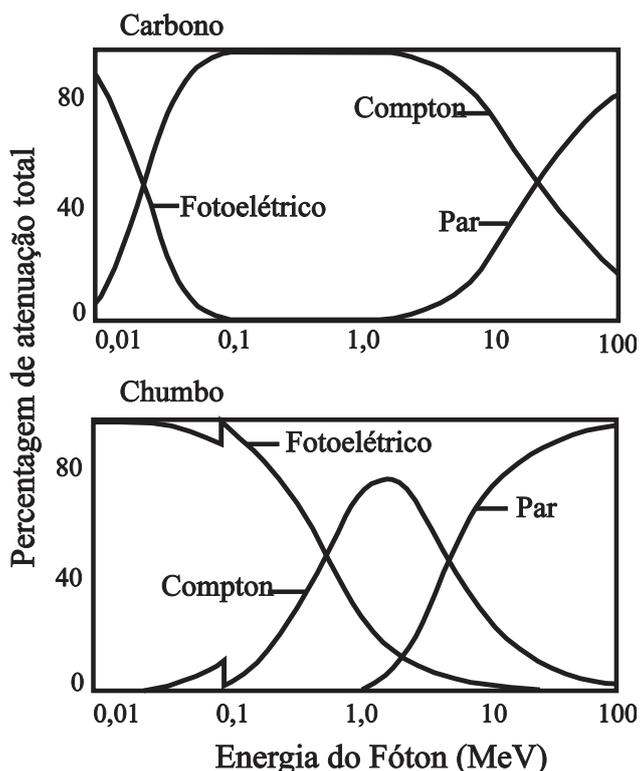



Figura 3.8 - Probabilidade relativa de diferentes efeitos para fótons de diferentes energias no carbono e no chumbo.

3.3.7. Coeficiente de atenuação linear total, μ

Quando um feixe de radiação gama ou X incide sobre um material de espessura *x*, parte do feixe é espalhada, parte é absorvida pelos processos já descritos e uma fração atravessa o material sem interagir. A intensidade I do feixe emergente está associada à intensidade I_o do feixe incidente, pela relação:

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu \cdot x}$$

onde μ é a probabilidade do feixe sofrer atenuação devido a eventos de espalhamento Compton, absorção fotoelétrica ou formação de pares, sendo denominado de *Coeficiente de Atenuação Linear Total.*

Assim, negligenciando as reações fotonucleares e o espalhamento Rayleigh, o coeficiente de atenuação linear total pode ser escrito como:

$$\mu = \sigma + \kappa + \tau$$

onde

- σ é o coeficiente de atenuação linear Compton total (espalhamento e absorção), que é a probabilidade do fóton ser espalhado para fora da direção inicial do feixe pelo material absorvedor;
- κ é o coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico; e
- τ é o coeficiente de atenuação linear devido à formação de par.

A Figura 3.9 ilustra o processo de atenuação para um feixe de intensidade I_0.

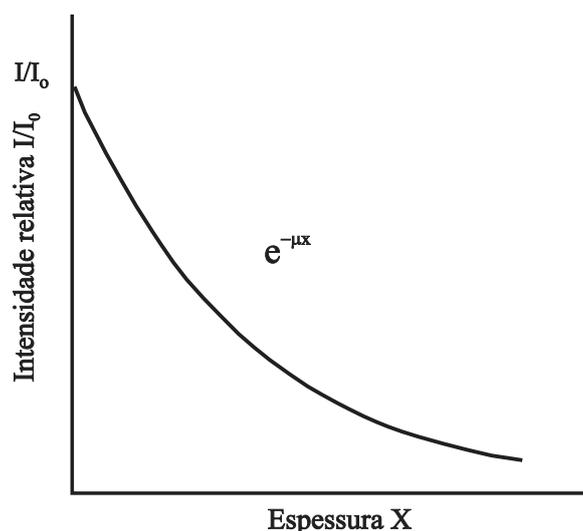



Figura 3.9 - Atenuação de um feixe de fótons por um material de espessura X.

3.3.8. Coeficiente de atenuação linear em massa

O coeficiente de atenuação de um material para um determinado tipo de interação varia com a energia da radiação, mas depende, para um mesmo material, de seu estado físico ou fase. Assim, por exemplo, a água pode possuir valores diferentes de seus coeficientes de atenuação conforme esteja no estado de vapor, líquido ou sólido (gelo). Da mesma forma, o carbono depende de suas formas alotrópicas de apresentação: grafite, diamante ou pó sinterizado.

Para evitar esta dificuldade, costuma-se tabelar os valores dos coeficientes de atenuação divididos pela densidade do material, tornando-os independentes de sua fase. O *coeficiente de atenuação,* assim tabelado, tem a denominação de *Coeficiente Mássico de Atenuação* ou *Coeficiente de Atenuação em Massa (μ/ρ)*.

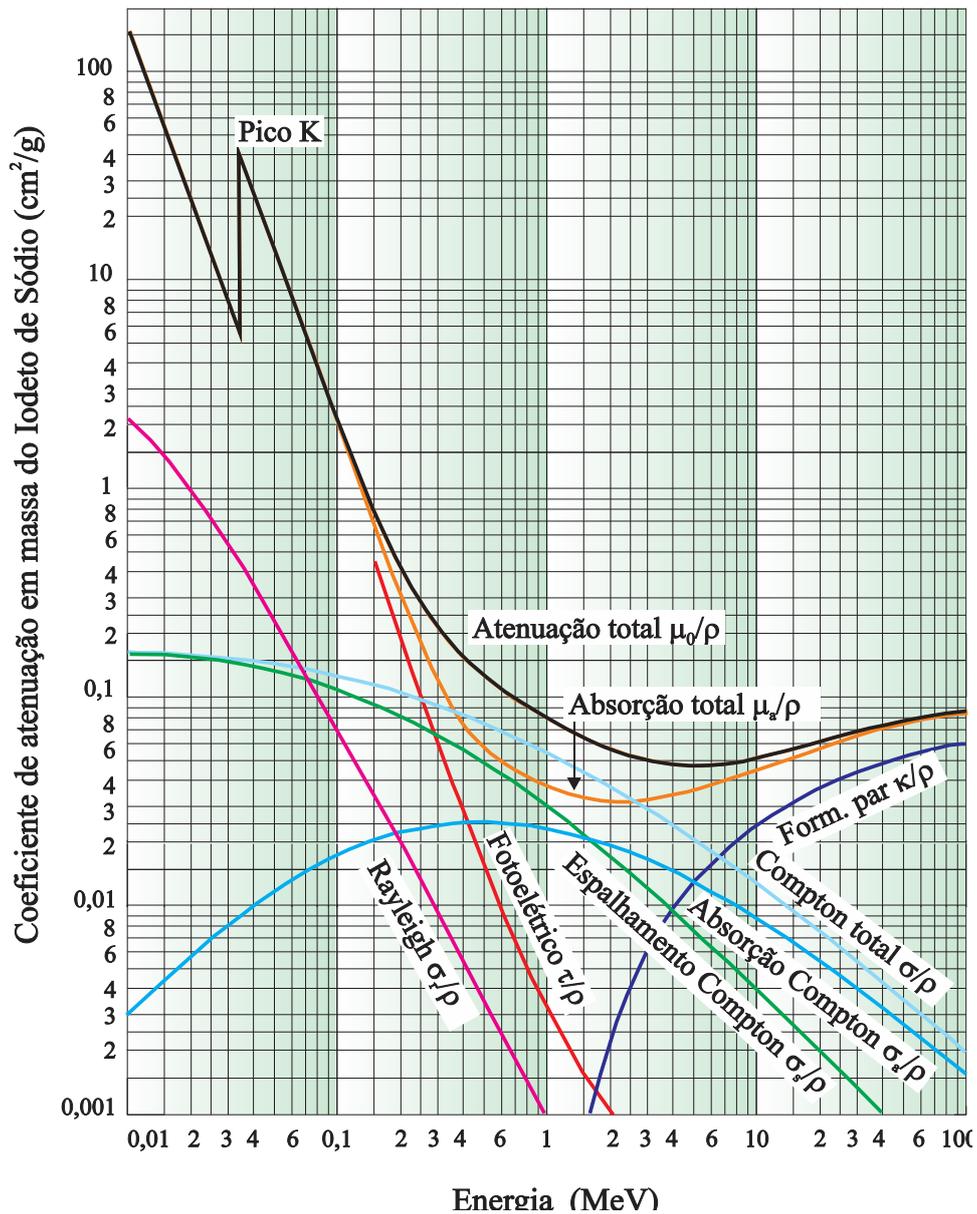



Figura 3.10 - Contribuição relativa dos diversos efeitos produzidos pela interação da radiação num material para o coeficiente de atenuação linear total.

3.3.9. Coeficiente de atenuação e secção de choque microscópica

Os efeitos fotoelétricos, Compton e formação de par, muitas vezes são expressos pelas suas secções de choque microscópica de interação, em que os vínculos entre seus valores e os coeficientes de atenuação são dado pelas expressões,

Efeito Fotoelétrico:

$$\frac{\tau}{\rho}(cm^2/g) = \tau_f \cdot \frac{1}{A} \cdot N_A$$

Efeito Compton:

$$\frac{\sigma}{\rho}(cm^2/g) = \sigma_e \cdot \frac{Z}{A} \cdot N_A$$

Formação de Par:

$$\frac{\kappa}{\rho}(cm^2/g) = \kappa_p \cdot \frac{1}{A} \cdot N_A$$

onde A é o número de massa (em *g/mol*), N_A é o número de Avogadro = $6{,}02 \cdot 10^{23}$ (em *átomos/mol*) e Z é o número atômico. τ_f, σ_e e κ_p são as secções de choque microscópicas (em cm^2/*átomo*) para os efeitos fotoelétrico, Compton e formação de pares, respectivamente.

3.3.10. Coeficiente de atenuação linear total de uma mistura ou composto

O coeficiente de atenuação linear em massa μ/ρ para uma mistura ou substância química composta é obtido pela relação:

$$\frac{\mu}{\rho} = \sum_i \frac{\mu_i}{\rho_i} \cdot w_i$$

onde w_i é a fração em peso do elemento i na mistura ou composto, μ_i é o coeficiente de atenuação do elemento i e ρ_i é a densidade do elemento i.

Para compostos, esta expressão eventualmente pode falhar devido a efeitos de absorção ressonante de fótons em certas faixas de energia.

3.3.11. Coeficiente de transferência de energia

O coeficiente total de transferência de energia para interações com fótons, desprezando qualquer reação fotonuclear, é dado por:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau_{tr}}{\rho} + \frac{\sigma_{tr}}{\rho} + \frac{\kappa_{tr}}{\rho}$$

O coeficiente de atenuação linear total em massa μ/ρ está relacionado com o coeficiente de transferência de energia em massa por meio de seus componentes,

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{\tau}{\rho}\left[1 - \frac{\delta}{h\nu}\right] + \frac{\sigma_a}{\rho} + \frac{\kappa}{\rho}\left[1 - \frac{2mc^2}{h\nu}\right]$$

onde

$\delta/h\nu$ é a fração emitida pela radiação característica no processo de efeito fotoelétrico (δ é a energia média emitida como radiação de fluorescência por fóton absorvido e $h\nu$ é a energia do fóton incidente);

σ_a/ρ é a fração de energia do efeito que é efetivamente transferida, isto é, que não é levada pelo fóton espalhado;

$\kappa/\rho.(1\text{-}2mc^2/h\nu)$ é a fração que resta no efeito de formação de pares, subtraindo-se a energia dos dois fótons de aniquilação; e

$h\nu$ é a energia do fóton incidente.

3.3.12. Coeficiente de absorção de energia

A energia transferida dos fótons para a matéria sob a forma de energia cinética de partículas carregadas não é necessariamente toda absorvida. Uma fração g dessa energia pode ser convertida novamente em energia de fótons pela radiação de freamento. A energia absorvida dada pelo coeficiente de absorção μ_{en} é dada por:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho}(1-g)$$

A fração g pode ser de um valor apreciável para interação de fótons de altas energias em material de número atômico elevado, mas normalmente é muito pequena para material biológico.

Nas estimativas da dose absorvida nos materiais e tecidos, deve-se utilizar este coeficiente de absorção de energia e não o coeficiente de atenuação total.

Valores dos coeficientes de atenuação em massa e de absorção de energia em massa associados aos elementos químicos e alguns compostos importantes utilizados em dosimetria e blindagem são fornecidos pelo site do National Institute of Standards and Technology (NIST) dosEstadosUnidos:
www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ em Summary, Table 3 e Table 4.

3.4. INTERAÇÃO DE NÊUTRONS COM A MATÉRIA

O nêutron possui grande massa e carga nula e por isso não interage com a matéria por meio da força coulombiana, que predomina nos processos de transferência de energia da radiação com partículas carregadas para a matéria. Por isso é bastante penetrante e, ao contrário da radiação gama, as radiações secundárias são frequentemente núcleos de recuo, principalmente para materiais hidrogenados, com alto poder de ionização. Além dos núcleos de recuo, existem os produtos de reações nucleares tipo *(n, α)*, altamente ionizantes.

A atenuação de um feixe de nêutrons por um material é do tipo exponencial,

$$I = I_0 \cdot e^{-\Sigma_{tot} \cdot x}$$

onde I é a intensidade do feixe após a espessura x, I_0 é a intensidade do feixe de nêutrons incidente e Σ_{tot} é a secção de choque macroscópica total para nêutrons com energia E.

A secção de choque total é obtida por:

$$\Sigma_{tot} = N \cdot \sigma$$

onde

N = número de núcleos por cm^3 (= $N_A \cdot \rho/A$);

σ = secção de choque microscópica do elemento do material para energia E do nêutron (em *barn* = 10^{-24} cm^2);

N_A = número de Avogadro ($6{,}02 \cdot 10^{23}$ átomos/átomo grama ou mol);

ρ = densidade do material (em $g \cdot cm^{-3}$); e

A = número de massa expresso (em g).

A secção de choque macroscópica total é a probabilidade do nêutron sofrer espalhamento ou captura, por unidade de comprimento. Desta forma, seu valor é dado pela soma das secções de choque de espalhamento e de captura.

Para um material alvo composto de massa molecular M, densidade ρ, número N de átomos da espécie i por cm^3, a secção de choque macroscópica é obtida pela soma ponderada das secções de choque dos elementos que compõem a molécula, ou seja,

$$\Sigma = N_1\sigma_1 + N_2\sigma_2 + \cdots + N_i\sigma_i = \frac{\rho N_A}{M}(n_1\sigma_1 + n_2\sigma_2 + \cdots + n_i\sigma_i)$$

onde n_i é o número de átomos da espécie i na molécula do composto.

O conceito inicial de secção de choque microscópica σ, era de caráter geométrico, ou seja, sabendo-se que o raio nuclear é da ordem de 10^{-12} *cm*, a sua *área de impacto* para uma partícula nele incidente seria da ordem de 10^{-24} cm^2. Assim, o seu valor seria adequadamente expresso por uma unidade denominada de *barn* (sendo que *1 barn* = 10^{-24} cm^2).

Entretanto, apoiado nos dados experimentais e nos conceitos estabelecidos pela mecânica quântica, sabe-se que ela representa somente uma probabilidade de interação, e seu valor pode exceder, ou não, a correspondente área geométrica de impacto nuclear. Isto fica bem explicito nos valores da secção de choque de reação nas regiões de ressonância, por exemplo, de captura.

Ao contrário das demais radiações, o nêutron tem facilidade de interagir *com* o núcleo atômico e, às vezes, ativá-lo. O material para a sua blindagem deve ter baixo Z para atenuar significativamente a energia do nêutron no processo de colisões sucessivas ou apresentar reação nuclear de captura para absorvê-lo.

Fluxos intensos de nêutrons, mono e polienergéticos, podem ser gerados por reatores, artefatos nucleares, reações nucleares do tipo *(α,n)* com fontes de Am-Be, Po-Be, Pu-Be, Ra-Be, etc., além de reações nucleares *(γ,n), (p,n)* produzidas em alvos expostos a aceleradores de partículas, cíclotrons, e outros tipos de máquinas.

3.4.1. Classificação da energia dos nêutrons

Os nêutrons apresentam propriedades de interação muito dependentes da sua energia. Existem faixas de energia em que ocorrem ressonâncias no processo de captura, o que interfere fortemente na taxa de reações nucleares. Estas ressonâncias constituem argumentos básicos para o comportamento quântico das interações entre partículas e núcleos. Por isso, dependendo de sua faixa de energia ele recebe denominações conforme é mostrado na Tabela 3.1.

Tabela 3.1 - Denominação dos nêutrons de acordo com sua energia.

Denominação	Energia
Térmico	0,025 eV
Epitérmico	0,025 eV ≤ E ≤ 0,4 eV
Lento	1 eV ≤ E ≤ 10 eV
Lento	300 eV ≤ E ≤ 1 MeV
Rápido	1 MeV ≤ E ≤ 20 MeV

3.4.2. Tipos de interação com nêutrons

Reações com nêutrons podem ser, grosseiramente, classificadas em duas classes, denominadas de *espalhamento* e *absorção.* Nas reações de espalhamento, o resultado final envolve uma troca de energia entre as partículas em colisão, e o nêutron permanece livre após a interação. Nos processos de absorção, o nêutron é retido pelo núcleo e novas partículas são formadas.

As reações de espalhamento podem ocorrer em duas maneiras, denominadas de *espalhamento elástico* e *espalhamento inelástico*.

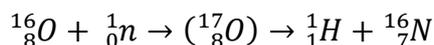
O *espalhamento elástico* ocorre quando o nêutron colide com um núcleo alvo de massa igual ou próxima à dele, como os materiais hidrogenados. Neste tipo de interação, há a conservação da energia cinética, o nêutron muda de direção e transfere parte de sua energia para o núcleo alvo.

No *espalhamento inelástico,* o núcleo alvo tem massa maior que a dele, sendo por ele capturado, formando um *núcleo composto* num estado excitado, que decai num outro nêutron de menor energia e com a emissão do restante de energia sob a forma de radiação gama. Portanto, neste processo não há a conservação da energia cinética, pois parte da energia de movimento do nêutron inicial se converteu em energia gama.

Nas reações de *absorção* ou de *captura*, os processos mais importantes são as de *captura radiativa* e a *fissão.*

As reações de *captura radiativa*, do tipo (n,γ) ou com a emissão de partícula carregada do tipo (n,α) *e* (n,p) e, alguns casos especiais, (n,f) ou seja, fissão nuclear, ocorrem com muito mais frequência com nêutrons térmicos ou lentos. As reações com nêutrons rápidos são de baixa probabilidade e ocorrem com poucos núcleos.

Uma das reações de grande importância na física de reatores, é a reação (n,p) que ocorre nos reatores refrigerados a ar ou água, onde existe grande quantidade de oxigênio disponível. Esta reação, gera o hidrogênio nascente no interior do reator e o ^{16}N de meia-vida de *7,13 s,* emissor beta e duas radiações gama de alta energia $E_{\gamma 1}=6{,}13\ MeV\ (68\%)$ e $E_{\gamma 2} = 7{,}11\ MeV\ (4{,}9\%)$, ou seja,

$$ {}^{16}_{8}O + {}^{1}_{0}n \rightarrow ({}^{17}_{8}O) \rightarrow {}^{1}_{1}H + {}^{16}_{7}N $$

As reações (n,γ) ocorrem com quase todos os elementos químicos, as (n,α) com poucos elementos, as (n,p) com poucos elementos e com massa pequena e, as (n,f) com os elementos físseis.

Desta forma, a secção de choque total, medida em cm^2 ou em barns, pode em primeira aproximação, ser expressa por:

$$ \sigma_{total} = \sigma_{esp} + \sigma_{cap} + \sigma_{fissão} $$

3.4.2.1. Ativação com nêutrons

A incidência de nêutrons em uma amostra de um elemento químico simples ou substância composta pode provocar a ativação na maioria deles, por reações de captura. O nêutron é absorvido pelo núcleo e forma um novo isótopo, na sua grande maioria, instável ou radioativo.

Este processo é denominado de reação de ativação com nêutrons. O radionuclídeo formado emite suas radiações gama características, no processo de decaimento, permitindo a sua identificação. Esta propriedade constitui a base de um dos métodos de análise de materiais, não destrutivo, pois pela coleta das energias e intensidades relativas, pode-se saber que elementos estáveis a amostra era composta e com que proporção.

Se um feixe de nêutrons com intensidade ϕ incidir sobre uma amostra com n_0 átomos de um elemento com secção de choque σ, o número de radionuclídeos formado será dado pela expressão:

$$\frac{dN}{dt} = \phi.\sigma.n_0 - \lambda N$$

Então,

$$N(t) = \phi.\sigma.n_0.\frac{(1 - e^{-\lambda t})}{\lambda}$$

$$A = \lambda.N(t) = \phi.\sigma.n_0.(1 - e^{-\lambda t})$$

onde,

α = fluxo de nêutrons (nêutrons.$cm^{-2}.s^{-1}$);
σ = secção de choque microscópica (em cm^2);
n_0 = número de átomos da amostra = $m.N_A/A_M$;
m = massa da amostra (em g);
A_M = número de massa do elemento da amostra
λ = constante de decaimento do núcleo formado (s^{-1}) =0,693/$T_{1/2}$; e
$T_{1/2}$ = meia-vida do núcleo formado (s).

A atividade *A* de saturação, ou seja, com $t \rightarrow \infty$, será,

$$A = \lambda.N(t) = \phi.\sigma.n_0$$

Pois,

$$\left(1 - e^{-\lambda t}\right) = 1$$

3.4.2.2. Reação de fissão nuclear

As reações de fissão induzidas por nêutrons ocorrem com maior frequência em alguns núcleos pesados, como por exemplo o ^{233}U, ^{235}U, ^{239}Pu. Estes são denominados de *núcleos físseis*. Existem outros núcleos, como o ^{232}Th e ^{238}U, denominados de *núcleos férteis* que, ao capturarem um nêutron se transformam em ^{233}Th e ^{239}U, e decaem em ^{233}U e ^{239}Pu, que são físseis.

O nêutron, após ser absorvido pelo núcleo de ^{235}U, forma o *núcleo composto* que é instável e inicia um processo de vibração coletiva, assumindo formas de elipsóides com excentricidades crescentes, até a atingir o formato de um *oito*, quando então se fissiona em dois fragmentos, na maioria das vezes, com massas atômicas diferentes.

A separação dos fragmentos ocorre devido à crescente vibração da massa nuclear em crescente deformação, onde a repulsão coulombiana entre as cargas dos *futuros núcleos* exerce um papel fundamental, até que o potencial nuclear atinja o denominado *ponto de sela,* quando a recomposição do formato inicial pela tensão superficial e forças atrativas nucleares se torna fisicamente inviável.

Os fragmentos, denominados de *fragmento leve* com uma massa atômica da ordem de 90 e o *fragmento pesado* da ordem de 140, são gerados sempre na forma esférica ou elipsoidal, *nunca no formato hemiesférico*. Esta tendência é causada pela busca, pelos fragmentos, por uma maior estabilidade nuclear, que seria alcançada com um número de partículas próximo de um dos *números mágicos* de camadas nucleares.

Além dos fragmentos, são emitidos de 2 a 3 nêutrons *prontos*, radiações gama *prontas.* Esta denominação de *pronta* está associada às partículas emitidas juntamente com os fragmentos. As demais partículas emitidas, denominadas de *partículas retardadas* são emitidas pelos fragmentos (já separados) que são altamente instáveis.

No caso em que os nêutrons originados numa fissão, após apropriada moderação, atingir outros núcleos de ^{235}U, e fissioná-los, pode dar origem ao fenômeno denominado de *criticalidade* e, então, gerar uma reação nuclear de fissão em cadeia, numa quantidade de urânio, denominada de *massa crítica* conforme é mostrado na figura 3.11.

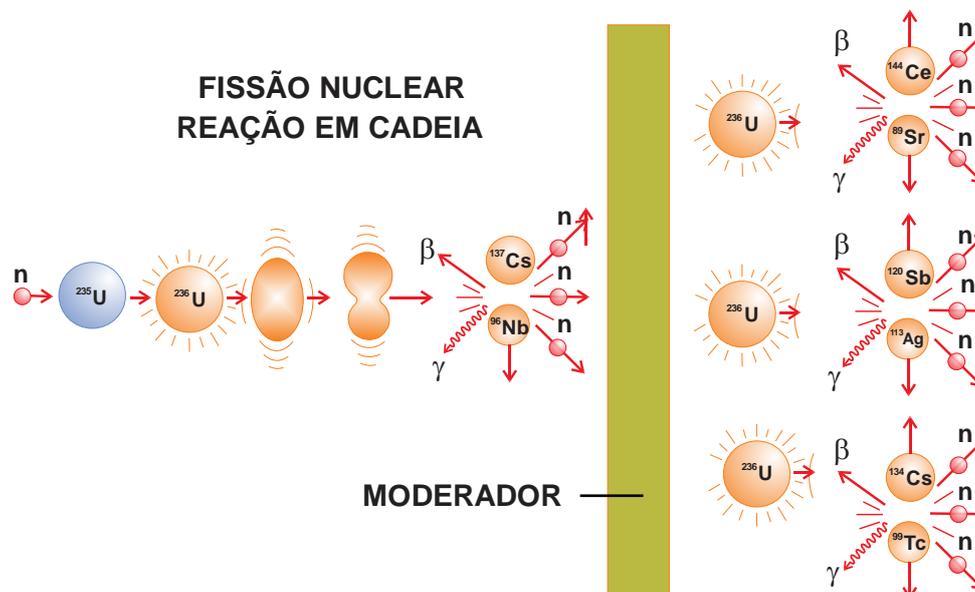



Figura 3.11 - Representação da fissão em cadeia autosustentável, induzida pela absorção de nêutron, num reator nuclear.

Tabela 3.2 - Componentes da energia liberada na fissão nuclear dos núcleos ^{233}U, ^{235}U e ^{239}Pu.

Produtos de fissão	^{233}U (MeV)	^{235}U (MeV)	^{239}Pu (MeV)
Energia cinética do fragmento leve	99,1 ± 1	99,8 ± 1	101,8 ± 1
Energia cinética do fragmento pesado	67,9 ± 0,7	68,4 ± 0,7	73,2 ± 0,7
Energia dos nêutrons prontos	5,0	4,8	5,8
Energia da radiação gama pronta	~ 7	7,5	~ 7
Energia da radiação beta dos produtos de fissão	~ 8	7,8	~ 8
Energia da radiação gama dos produtos de fissão	~ 4,2	6,8	~ 6,2
Energia total da fissão	**192**	**195**	**202**
Neutrinos do decaimento beta	10 MeV/fissão		

Conforme Tabela 3.2, a energia da fissão que é utilizada na conversão em calor nos reatores nucleares, corresponde à soma das energias cinéticas dos fragmentos, cerca de 87%, com pequena contribuição das energias dos nêutrons e gamas prontos. As energias das radiações beta e gama dos fragmentos, pouco contribuem, pois muitos dos fragmentos possuem meias-vidas médias e longas, tempo suficiente para os elementos combustíveis sejam removidos do reator por estarem *gastos.* Além disso, existe uma perda de cerca de 5% da energia dos neutrinos por fissão.

3.5. INTERAÇÃO DAS RADIAÇÕES DIRETAMENTE IONIZANTES COM A MATÉRIA

3.5.1. Radiações diretamente ionizantes

As radiações denominadas de diretamente ionizantes incluem todas as partículas carregadas, leves ou pesadas, emitidas durante as transformações nucleares e transferem a energia interagindo com os elétrons orbitais ou, eventualmente, com os núcleos dos átomos do material, por meio de processos de excitação, ionização, freamento e, para altas energias, de ativação.

Nota: A ionização é o processo mais dominante e absorve, para cada tipo de matéria, determinada energia para a formação de um par elétron-íon. Por exemplo, no caso do ar seco e nas condições normais de temperatura e pressão, em média, a radiação ionizante necessita gastar (33,85 ± 0,15) eV na formação de um par elétron-ion.

3.5.2. Poder de freamento

Ao atravessar um material, a partícula carregada transfere sua energia por meio dos processos de colisão e freamento, de tal maneira que, ao longo de uma trajetória elementar *dx,* a taxa de perda de energia pode ser expressa por:

$$S = -\frac{dE}{dx} = \frac{4\pi e^4 z^2}{m_0 v^2} \cdot N \cdot B$$

onde

$$B = Z\left[\ln\frac{m_0 v^2}{I} - \ln(1-\beta^2) - \beta^2\right]$$

β = v/c;
c = velocidade da luz;
e = carga do elétron;
v = velocidade da partícula;
N = átomos/cm^3 do material absorvedor = $N_A \cdot \rho / A$;
z = carga da partícula incidente;
Z = número atômico do material absorvedor;
I = potencial de excitação e ionização, médio [I=18 eV (H), 186 eV (ar) e 820 eV (Pb)]; e
m_0 = massa de repouso da partícula.

A relação *S = dE/dx* é denominada de *taxa específica de perda de energia* ou *poder de freamento linear (linear stopping power).*

A perda específica de energia depende do quadrado da carga da partícula, aumentando quando a velocidade diminui, e a massa só afeta a forma de sua trajetória.

Na Figura 3.12 são apresentados valores calculados de *S* para diferentes partículas incidentes no silício e germânio.

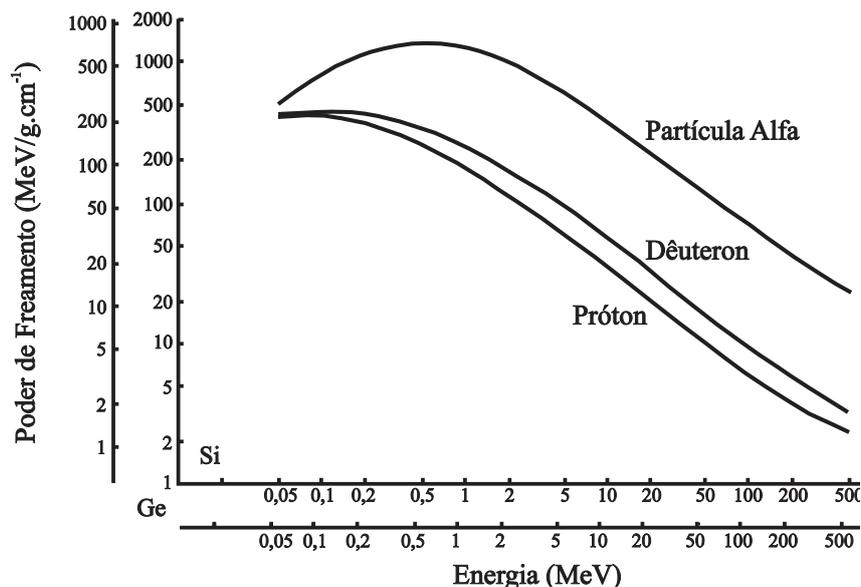



Figura 3.12 - Variação do *stopping power* com a energia de partículas incidentes no silício e no germânio.

3.5.3. Poder de freamento de colisão e de radiação

Desprezando-se as perdas devido às reações nucleares, existem dois componentes principais: um devido a perdas por colisões e outro devido a radiação de freamento, ou seja,

$$S = \left(\frac{dE}{dx}\right)_C + \left(\frac{dE}{dx}\right)_R \qquad com \qquad \left(\frac{dE}{dx}\right)_R / \left(\frac{dE}{dx}\right)_C \approx \frac{E(MeV)\cdot Z}{700}$$

O primeiro termo é denominado *poder de freamento de colisão* e o segundo *poder de freamento de radiação.* A importância dessa separação é que a energia perdida por colisão é normalmente absorvida próxima à trajetória, enquanto que a energia perdida por radiação é utilizada para criar fótons que podem interagir a distâncias grandes em relação ao ponto em que foram gerados e, portanto, a energia é dissipada longe do ponto da interação primária.

3.5.4. Poder de freamento restrito ou LET

Para se obter o valor da energia depositada nas imediações da trajetória de uma partícula carregada, é importante descontar as perdas que ocorrem longe dela. Elétrons podem gerar, na interação, fótons de freamento que tem chance de serem absorvidos longe da trajetória da partícula incidente. Por exemplo, um fóton de 50 keV pode atravessar até 1 cm de tecido humano, antes de ser absorvido. Da mesma forma, elétrons de alta energia, denominados de *raios δ*, gerados em colisões com alta transferência de energia podem dissipar sua energia longe do local da interação.

Por isso, é necessário estabelecer limites para a contabilização da energia transferida no entorno da trajetória da partícula, inclusive o valor da sua energia cinética final de corte. *O poder de freamento, assim considerado, é denominado de poder de freamento restrito* (*restricted stopping power*), que recebe a denominação de *transferência linear de energia* (*LET = Linear Energy Transfer*).

3.5.5. Alcance de partículas carregadas em um material (*range*)

Com as constantes colisões e eventual emissão de radiação de freamento, *as partículas carregadas penetram num meio material até que sua energia cinética entre em equilíbrio térmico com as partículas do meio, estabelecendo um alcance R* no meio absorvedor, após um percurso direto ou em *zig-zag*. As partículas pesadas, como alfa e fragmentos de fissão, têm uma trajetória praticamente em linha reta dentro do material, ao contrário da dos elétrons que é quase aleatória. Para cada tipo de partícula pode-se definir um alcance, utilizando variações da definição provenientes de dificuldades experimentais em sua determinação.

3.5.5.1. *Alcance médio*

Utilizando-se um gráfico de representação da intensidade de feixe I após uma espessura x penetrada dentro de um material pela intensidade I_0 de incidência, em função de x, o *alcance médio é* definido como *a espessura R_m, quando a razão I/I_0 cai pela metade*, conforme mostra a Figura 3.13.

3.5.5.2. *Alcance extrapolado*

Na Figura 3.13, pode-se tomar o valor R_e obtido no eixo X como o valor para o alcance R, uma vez que a posição final da partícula não é bem definida. O valor obtido dessa forma é denominado *alcance extrapolado*.

3.5.5.3. *Alcance máximo*

Alcance máximo R_{max} corresponde ao maior valor penetrado dentro de um material, por uma partícula, com uma determinada energia. Este valor constitui um conceito estatístico, mas, no gráfico da Figura 3.13, corresponde ao valor assintótico da curva de I/I_0 em função da espessura x.

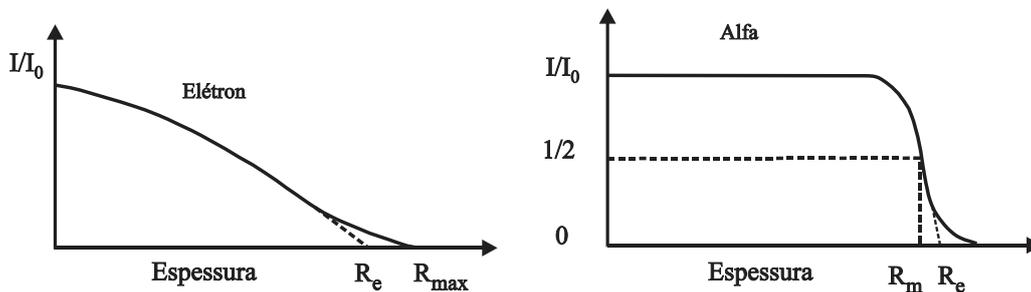



Figura 3.13 - Definição do alcance R_e e R_m para partículas alfa e elétrons.

3.6. INTERAÇÃO DE ELÉTRONS COM A MATÉRIA

Elétrons perdem energia principalmente pelas ionizações que causam no meio material e, em segunda instância, pela produção de radiação de freamento (*bremsstrahlung*). Como são relativamente leves, sua trajetória é irregular, podendo ser defletidos para a direção de origem, conforme mostra a Figura 3.14.

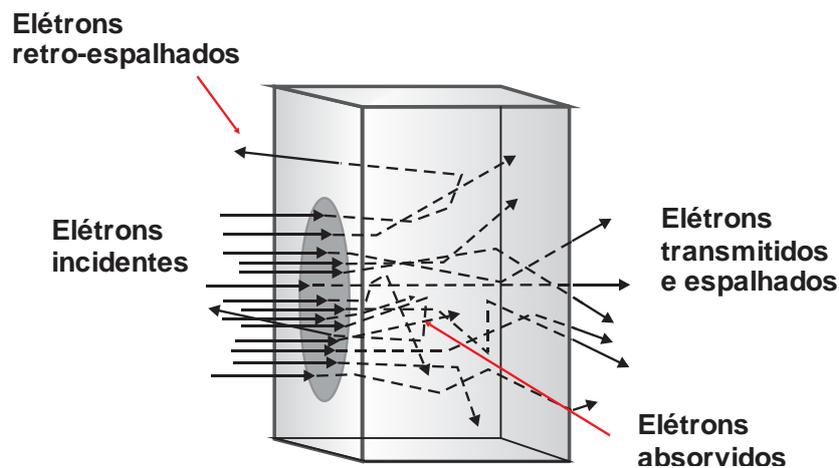



Figura 3.14 - Espalhamento de elétrons em um material.

3.6.1. Alcance para elétrons monoenergéticos

Se um feixe colimado de elétrons monoenergéticos incidir em um material absorvedor, mesmo pequenos valores de espessura de absorvedor irão levar à perda de elétrons do feixe detectado, uma vez que o espalhamento de elétrons efetivamente os removerá da direção do fluxo que atinge o detector.

Dessa forma, a representação gráfica do número de *elétrons detectado versus espessura do absorvedor* irá decrescer imediatamente desde o início, atingindo gradualmente o valor nulo para espessuras maiores do absorvedor. Os elétrons que mais penetram no absorvedor são aqueles cuja trajetória foi menos alterada com as interações.

A Figura 3.15 mostra a variação da relação entre a intensidade I_0 de um feixe de elétrons monoenergéticos incidente e a intensidade do feixe transmitido I para uma espessura de material absorvedor.

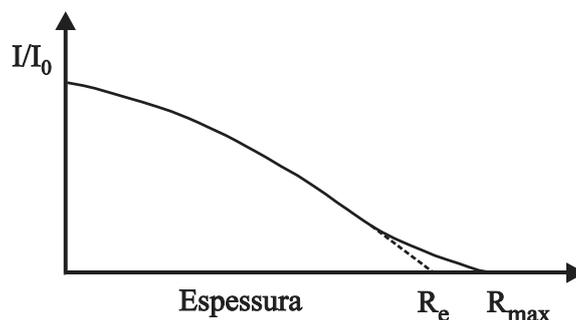



Figura 3.15 - Alcance de elétrons monoenergéticos.

O conceito de alcance é menos definido para elétrons rápidos que para partículas pesadas, uma vez que o caminho total percorrido pelos elétrons é consideravelmente maior que a distância de penetração na direção do seu movimento incidente. Normalmente o alcance para os elétrons é obtido pelo alcance extrapolado, prolongando-se a parte linear inferior da *curva de penetração versus espessura*, até interceptar o eixo das abscissas. Essa distância é suficiente para garantir que quase nenhum elétron ultrapasse a espessura do absorvedor. A Figura 3.1 mostra o alcance de elétrons em materiais usados como detectores, como o iodeto de sódio e o silício.

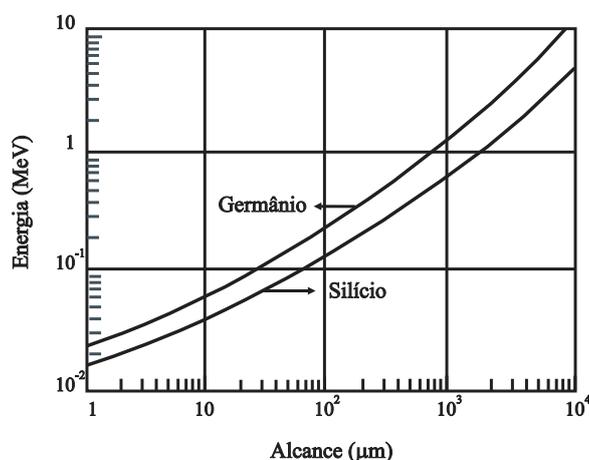



Figura 3.16 - Relação alcance *x* energia para elétrons absorvidos no silício e no germânio.

Quando o alcance é expresso em *distância x densidade* (densidade superficial ou espessura em massa), os seus valores, para a mesma energia do elétron, praticamente não se alteram, apesar da grande diferença entre os materiais, como mostra a figura 3.17, para o alcance de elétrons no *Si* e no *NaI*, com densidades de *3,67 e 2,33 g/cm*^{3}, respectivamente.

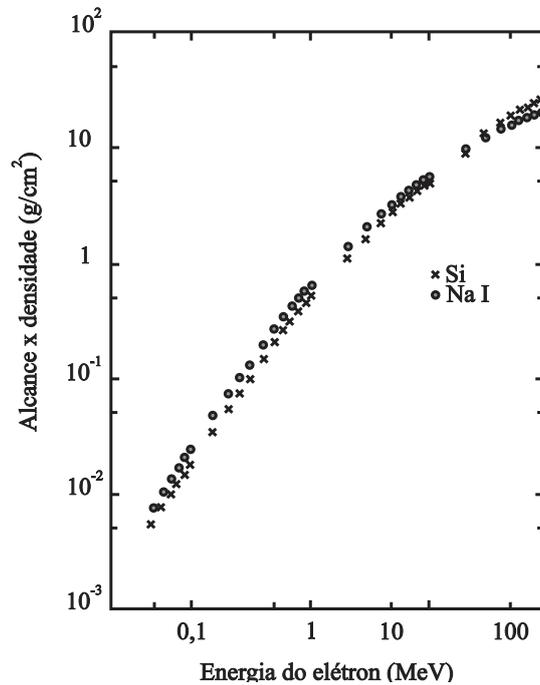



Figura 3.17 - Alcance de elétrons no silício (ρ = 2,33 g/cm^3) e no iodeto de sódio (ρ = 3,67 g.cm^{-3}), materiais muito usados em detectores.

3.6.2. Atenuação das partículas beta

As partículas beta são atenuadas exponencialmente na maior parte de seu alcance num meio material, e o coeficiente de atenuação apresenta uma dependência com a energia máxima do espectro beta. A atenuação exponencial é o resultado de uma complexa combinação do espectro contínuo em energia da radiação beta, com a atenuação isolada de cada elétron. A determinação da atenuação da radiação beta por um absorvedor conhecido serve como modo preliminar de determinação de sua energia máxima.

Algumas vezes é definido um coeficiente de absorção η dado por:

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\eta \cdot x}$$

onde I_0 é a taxa de contagem sem o absorvedor, I é a taxa de contagem com o absorvedor e x é a espessura do absorvedor (em $g.cm^{-2}$).

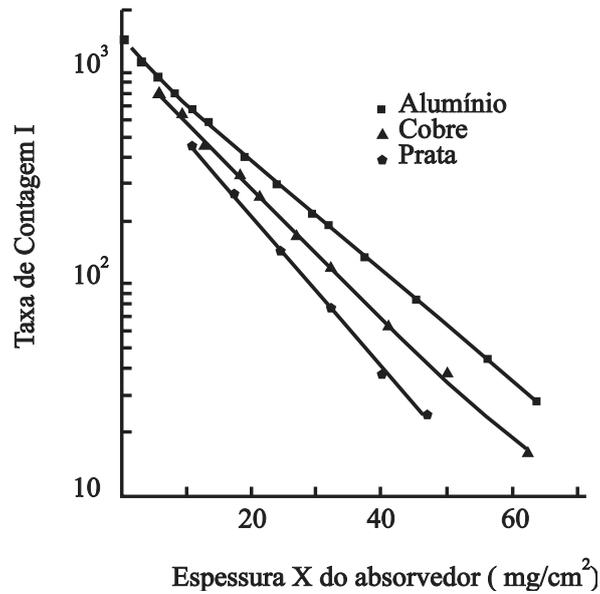



Figura 3.18 - Atenuação de partículas beta no alumínio, no cobre e na prata.

3.6.3. Alcance das partículas beta

Apesar das partículas beta não possuírem um alcance preciso, existem várias relações semi-empíricas para determinação do alcance em função da energia, tais como:

$R = 0{,}542 \cdot E - 0{,}133$	(g/cm^2)	para	$E > 0{,}8$ MeV
$R = 0{,}407 \cdot E^{1,38}$	(g/cm^2)	para	$0{,}15 < E < 0{,}8$ MeV
$R = 0{,}530 \cdot E - 0{,}106$	(g/cm^2)	para	$1 < E < 20$ MeV

Na Figura 3.18 são apresentados valores do alcance de elétrons em diversos meios materiais. Na Figura 3.19 são apresentadas as perdas de energia por colisão e por radiação para elétrons no ar, na água e em grafite.

É bom salientar que estas expressões semi-empíricas para calcular o alcance das partículas podem ter fórmulas ou valores dos coeficientes diferentes em cada época e para cada autor da fórmula. Isto se deve à qualidade, quantidade e forma dos ajustes dos dados experimentais disponíveis até então.

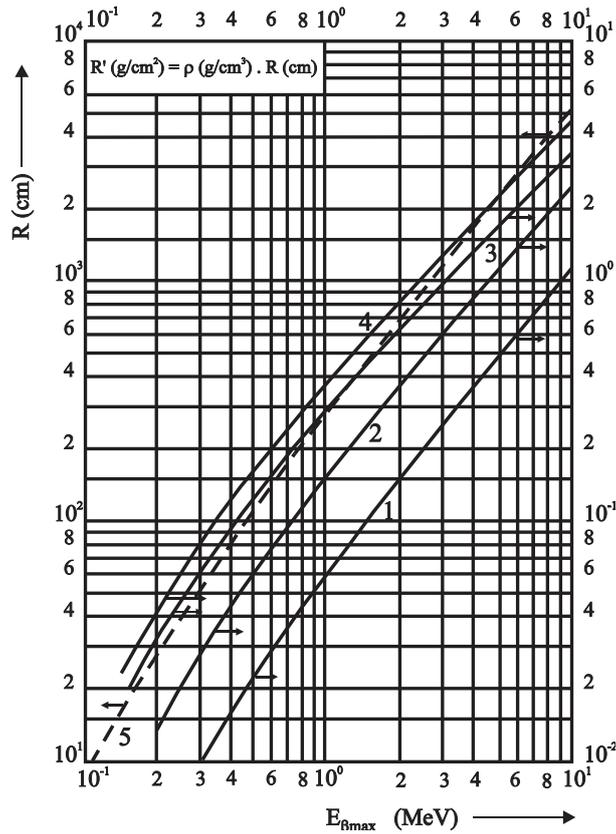



Figura 3.19 - Alcance de partículas beta em vários materiais (densidade em g.cm^{-3}): (1) Ferro = 7,8; (2) Pirex = 2,60; (3) PVC = 1,38; (4) Plexiglass = 1,18; (5) Ar = 0,0013.

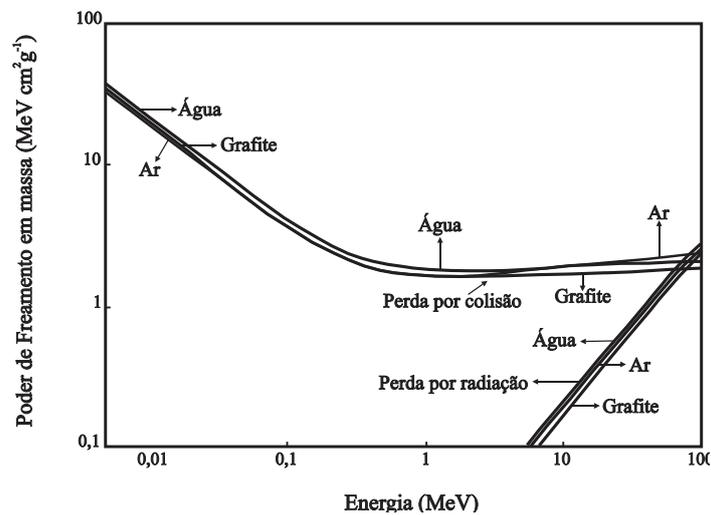



Figura 3.20 - Perda de energia de elétrons na matéria.

3.6.4. Poder de freamento para elétrons de alta energia

São apresentados na Figura 3.19 os valores de S/ρ (*mass stopping power*) em função da energia de elétrons em diferentes meios absorvedores. Conforme se pode observar, os valores do poder de freamento em massa dependem pouco da densidade dos materiais.

3.6.5. Valor efetivo de (Z/A) de um material

Em muitos casos, é necessário obter o valor efetivo de (Z/A) de um material composto, utilizando valores tabelados para cada um de seus elementos químicos componentes. A maneira mais simples de se obter é por meio da média ponderada, expressa por:

$$\left(\frac{Z}{A}\right)_{ef} = \frac{1}{(a_1 + a_2 + a_3 + ...)}\left(a_1\frac{Z_1}{A_1} + a_2\frac{Z_2}{A_2} + a_3\frac{Z_3}{A_3} + ...\right)$$

onde a_i é a fração, em pêso, de átomos com número atômico Z_i e massa atômica A_i.

Na Tabela 3.3 são dados valores de $(Z/A)_{ef}$ para alguns materiais.

Tabela 3.3 - Valores de $(Z/A)_{ef}$ de alguns materiais utilizados em dosimetria das radiações.

Material	Densidade ($g \cdot cm^{-3}$)	$(Z/A)_{ef}$
Água	1	0,557
Plástico Tecido-equivalente	1,055	0,556
Lucite	1,18	0,538

3.7. INTERAÇÃO DAS PARTÍCULAS α COM A MATÉRIA

As partículas α perdem energia basicamente por ionização, e o perfil da curva de ionização versus a distância percorrida se mantém praticamente o mesmo, nele destacando 3 regiões importantes:

a. A partícula α, inicialmente com grande velocidade, interage por pouco tempo com os elétrons envoltórios dos átomos do meio e, assim, a ionização é pequena e quase constante;
b. À medida que a partícula α vai perdendo velocidade, ela passa a interagir mais fortemente com os elétrons envoltórios dos átomos do meio e o poder de ionização vai aumentando até chegar a um máximo, quando captura um elétron do meio, e passa do íon *+2* para um íon *+1*;
c. A carga da partícula α caindo de *+2* para *+1*, faz o seu poder de ionização cair rapidamente até chegar a zero, quando o íon *+1* captura um outro elétron e se torna um átomo de hélio, neutro.

A Figura 3.21 mostra a taxa de perda de energia (poder de freamento) de partículas alfa de alguns MeV de energia inicial, em função da distância percorrida. Observa-se que a taxa de perda de energia é muito maior no final da trajetória da partícula.

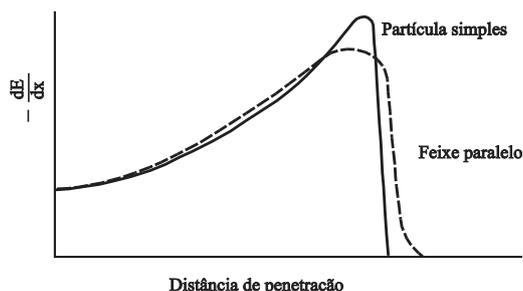



Figura 3.21 - Taxa de perda de energia de partículas alfa na interação com um meio material.

3.7.1. Alcance das partículas α

A penetração das partículas alfa é muito reduzida, incapaz de ultrapassar a espessura da pele humana. Pela Figura 3.22 pode-se avaliar o alcance no ar de partículas alfa em vários materiais, em função de sua energia. Observa-se que o alcance é menor para materiais mais densos e que aumenta com a energia da partícula. O valor do alcance no ar pode ser estimado semi-empiricamente por expressões do tipo:

$$\langle R \rangle = 0{,}318 \cdot E^{3/2}$$

onde <*R*> é o valor médio do alcance (em cm) e *E* é a energia da partícula alfa (em MeV).

Esta relação é válida para a faixa de energia de 3 a 7 MeV, que abrange quase a totalidade dos valores de energia das partículas alfa emitidas

Na Figura 3.22 são apresentados os valores de $R{\cdot}\rho$ e R para diferentes meios absorvedores.

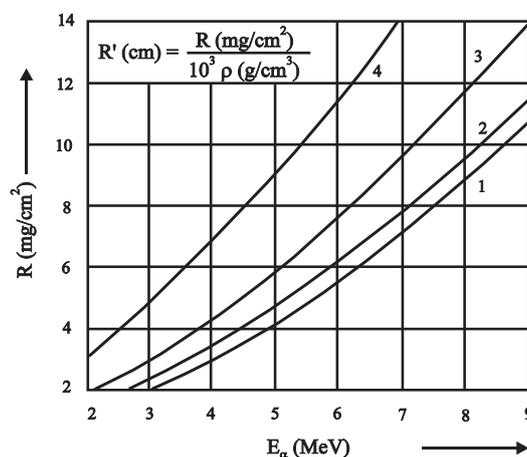



Figura 3.22 - Alcance de partículas alfa em vários materiais (densidades $g.cm^{-3}$): (1) Ar = 0,0013; (2) Tecido = 1,0; (3) Alumínio = 2,70; (4) Cobre = 8,96.

3.7.2. Alcance e atenuação das radiações no ar e no tecido humano

Conforme foi descrito, as partículas carregadas quando interagem com um material, nele penetram até transferir toda sua energia, ou seja, possuem um *alcance (range)*, cujo valor depende da sua energia, da densidade e tipo de material. Já as radiações eletromagnéticas, *tipo gama* e *X, não possuem alcance*, mas atenuação

exponencial, dependente da sua energia e das características do material. A Tabela 3.4 mostra o alcance em *(cm)* ou o percentual de atenuação das radiações em 100 cm de Ar e 1 cm de Tecido Humano.

Tabela 3.4 - Exemplo de interação das radiações ionizantes com o ar e tecido humano.

Tipo de radiação	Energia (MeV)	Material de interação			
		Ar		Tecido humano	
		Alcance (cm)	Atenuação (%) X=100 cm	Alcance (cm)	Atenuação (%) X=1 cm
Alfa	5,5	4	-	0,005	-
Beta	1	300	-	0,4	-
Gama	1	-	0,8	-	6,9
Raio X	0,030	-	7,7	-	30
	0,060	-	4,2	-	17,5

3.8. INTERAÇÃO DE FRAGMENTOS DE FISSÃO COM A MATÉRIA

Fragmentos de fissão são íons de átomos de número de massa médio, com alta energia cinética e carga elevada, oriundos da fissão nuclear. Quando um núcleo de ^{235}U, absorve um nêutron térmico e fissiona, gera dois núcleos e 2 a 3 nêutrons. As massas dos núcleos gerados em uma fissão com nêutrons térmicos normalmente se distribuem em torno de dois valores bem diferentes de número de massa *A*, um em torno de *90* e outro de *140.*

A perda de energia de um fragmento de fissão através da matéria se efetua quase que totalmente por colisão e ionização. Apesar das energias cinéticas serem elevadas, atingindo 130 MeV, suas velocidades iniciais não são tão altas devido à sua massa. A velocidade de um fragmento leve corresponde mais ou menos a de uma partícula alfa de 4 MeV.

Devido a alta carga iônica, a ionização específica é elevada, mas devido a sua baixa velocidade, a ionização decresce ao longo da trajetória, o que não ocorre com as partículas alfa ou com os prótons. Isso é consequência do decréscimo contínuo da carga iônica do fragmento, que pode iniciar com *+17e*, ao capturar elétrons do meio material.

No processo de fissão, a energia cinética dos fragmentos apresenta valores distribuídos entre *40 MeV e 130 MeV*, com dois picos proeminentes centrados em *68,1 MeV e 99,23 MeV* para o ^{235}U e *72,86 MeV* e *101,26 MeV* para o ^{239}Pu correspondentes, respectivamente, aos valores médios das energias cinéticas dos fragmentos pesado e leve do núcleo fissionado.

Quando a velocidade dos fragmentos de fissão, num meio material, se aproxima de $2 \cdot 10^6\ m.s^{-1}$, a perda média de energia por unidade de trajetória novamente aumenta, ao contrário do comportamento de *-dE/dx* da partícula alfa. Esse aumento está associado a um novo mecanismo de perda de energia, que são as colisões com os núcleos atômicos. Tais colisões são mais prováveis para valores menores da energia do fragmento e valores maiores de sua carga.

3.8.1. Alcance de fragmentos de fissão

A trajetória dos fragmentos num meio material é linear, sofrendo distorções somente no seu final devido às colisões com núcleos, que são a causa básica da sua difusão. O alcance de um fragmento leve é maior do que o de um pesado devido à maior energia cinética média e menor carga iônica.

O alcance do fragmento leve, de massa média, no ar é cerca de *2,2 cm*. Dentro do próprio material, o fragmento leve (médio) tem um alcance de *11,3* $mg.cm^{-2}$, e o fragmento pesado (médio) da ordem de *9* $mg.cm^{-2}$, correspondente a cerca de 0,006 mm e 0,0047 mm, respectivamente.

3.9. TEMPO DE PERCURSO

O tempo requerido para uma partícula carregada *parar* num meio absorvedor pode ser obtido do alcance e da velocidade média, usando

$$< t >= \frac{R}{< v >} = \frac{R}{Kv}\sqrt{\frac{mc^2}{2E}} \cong 1{,}2 \cdot 10^{-7} R\sqrt{\frac{m_A}{E}}$$

onde R é o alcance (em m), v é a velocidade inicial da partícula (em $m.s^{-1}$), K é a constante de proporcionalidade (= *0,5* ou *0,6*), m_A é a massa da partícula em unidade de massa atômica e E é a energia da partícula incidente (em MeV).

3.10. PROCESSOS INTEGRADOS DE INTERAÇÃO: DISSIPAÇÃO DE ENERGIA

Quando uma radiação muito energética interage com a matéria, ela desencadeia um número grande de processos que envolvem a transferência de energia para outras partículas assim como a criação de outros tipos de partículas que, por sua vez, também vão interagir com a matéria.

Dessa forma, um fóton muito energético pode dar origem a um par elétron-pósitron, que pode gerar raios X de freamento, e assim por diante. A Figura 3.22 procura esquematizar a descrição desses processos. A energia é finalmente dissipada sob a forma de calor e de alterações no estado de ligação da matéria.

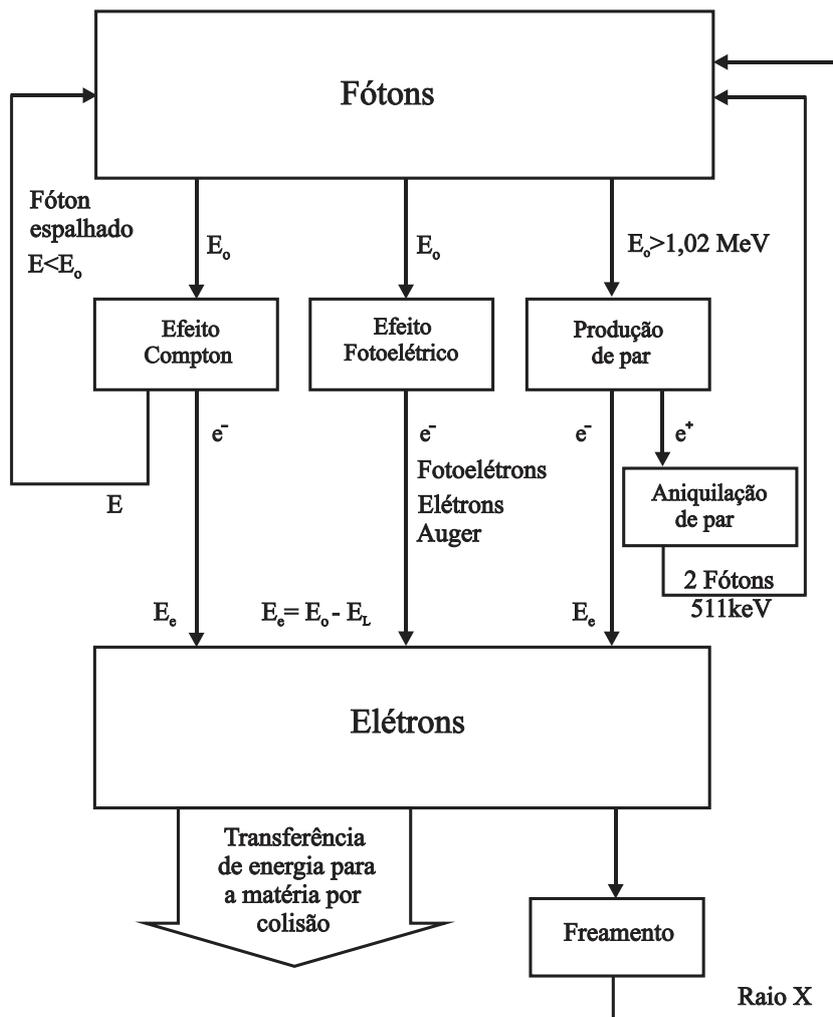



Figura 3.23 - Processos integrados de interação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Attix, Roesch, Tochilin, *Radiation Dosimetry*, Vol. I, Academic Press, 1966.

www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ em Summary, Table 3 e Table 4.

K.C. Chung, *Introdução à Física Nuclear*, Ed. UERJ, Rio de Janeiro, RJ, 2001.

Samuel Glasstone and Alexander Sesonske, *Nuclear Reactor Engineering*, D.Van Nostrand Company, Inc., Princeton, New Jersey, USA, 1962.

G. Robert Keepin, *Physics of Nuclear Kinetics*, Addison Wesley Publishing Company Inc., Massachusetts, USA, 1965.

CAPÍTULO 4

EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

4.1. ESTRUTURA E METABOLISMO DA CÉLULA

4.1.1. Estrutura básica da célula

Embora as células sejam muito diferentes na aparência, tanto externa quanto interna, *certas estruturas são comuns às células animais e vegetais*. Assim, elas são envolvidas por uma *membrana citoplasmática* e contêm, na maioria dos casos, um *núcleo* facilmente identificável. No líquido que preenche a célula, o *citoplasma*, são *vistas organelas envolvidas por membranas, o retículo endoplasmático e o complexo de Golgi*. As células vegetais têm, além da membrana celular, uma parede mais rígida. Na Figura 4.1. são apresentados diagramas de células típicas de animais e vegetais.

A função da membrana, além de proteger e estabelecer os limites físicos da célula, está associada ao fato de que todos os nutrientes, secreções e rejeitos precisam passar por esta barreira. A membrana tem aproximadamente *7,5 nm* de espessura, é composta primariamente de fosfolipídeos (*20 a 30%)* e proteínas (*50 a 70%).* Ao contrário das paredes das células de muitos vegetais, que é feita em *98%* de celulose, a membrana celular precisa de constante renovação química. Por meio de uma substância denominada de pectina, que é uma mistura de polissacarídeos, as células se acoplam às vizinhas, por meio da membrana celular.

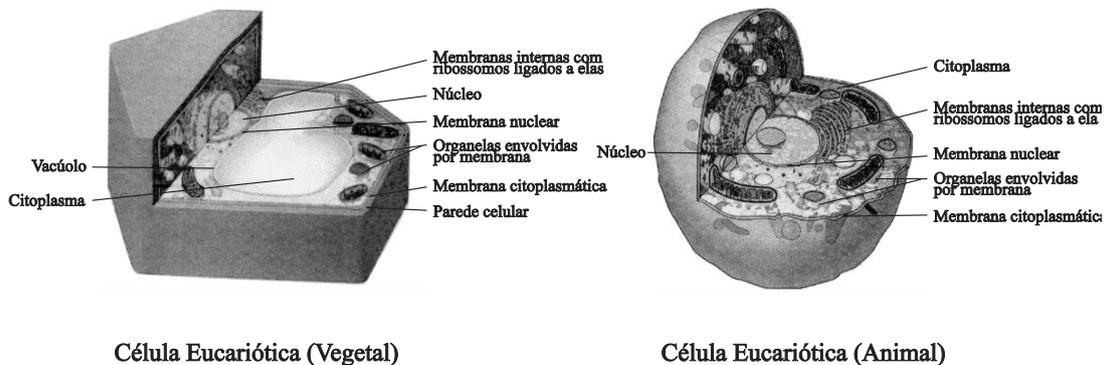



Figura 4.1 - Diagramas típicos de células animal e vegetal.

No núcleo existem três componentes: nucleoplasma, cromossomos e os nucléolos. Os cromossomos consistem de ácido desoxirribonucleico (*DNA*) e proteína. Nas células não reprodutivas, os cromossomos são finos filamentos que, durante a divisão celular, formam uma massa espessa e podem ser facilmente identificados. Os nucléolos são pequenos corpos que contêm nucleoproteínas, a maioria na forma de ácido ribonucléico (*RNA*). O nucleoplasma contém proteína e sais.

O complexo de Golgi consiste de sacos membranosos achatados com vesículas esféricas nas extremidades, e é o principal responsável pelo transporte seguro dos compostos sintetizados para o exterior da célula e pela proteção contra o ataque de suas próprias enzimas.

4.1.2. Metabolismo celular

Embora as membranas tenham uma *permeabilidade seletiva*, seria incorreto supor que grandes moléculas ou partículas penetrem na célula. Existe um mecanismo denominado de *pinocitose*, que permite que partículas e moléculas inicialmente no meio exterior, consigam habitar o interior da célula. Na pinocitose, formam-se inicialmente, pequenos vacúolos e canais no citoplasma, induzidos por aminoácidos, proteínas, sais e enzimas, que envolvem a partícula, crescem e posteriormente se fecham, já com a partícula no interior da célula. É um mecanismo diferente do transporte ativo, em que o movimento de moléculas é regido pelo *gradiente de concentração*, ou seja, os solventes passam de uma região de baixa concentração de soluto para uma com alta concentração de soluto, pelo mecanismo denominado de *osmose*. Em certos casos, o soluto atravessa a membrana semipermeável permanecendo no lado de menor concentração, num mecanismo de *difusão simples*.

4.1.3. Fases da vida celular

4.1.3.1. O ciclo celular

As células dos organismos não tem estrutura e funcionamento permanentes. Elas possuem um ciclo de vida, denominado de Ciclo Celular, ilustrado na Figura 4.2.

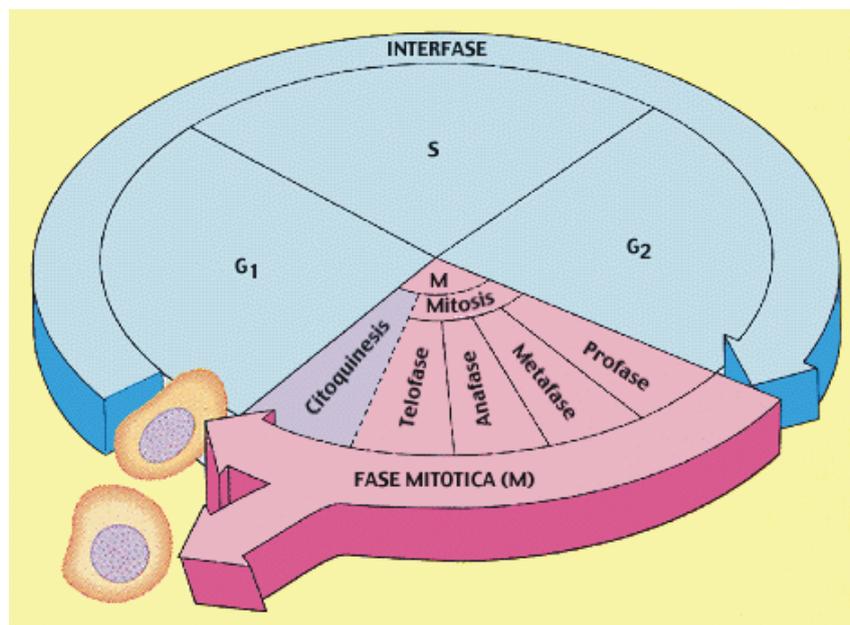



Figura 4.2 - Representação das fases do ciclo celular e detalhamento da fase Mitótica.

As modificações básicas da célula em cada fase são as seguintes:

G1 = período de biossíntese (RNA, proteínas, enzimas, etc.) no qual a célula cresce de volume e sintetiza proteínas, ribossomas, etc., até o ponto de restrição, que após avaliação, evolui para a fase seguinte ou caminha para a fase *G0*.

S = fase de síntese do DNA. Cada cromossomo é duplicado longitudinalmente, passando a ser formado por 2 cromatídeos ligados pelo centrômero.
G2 = fase que conduz à mitose e que permite formar estruturas a ela diretamente ligadas; síntese de biomoléculas essenciais à mitose
Fase Mitótica = fase de reprodução da célula.

Assim a célula possui um período de vida denominado de *interfase*, constituído pelas fases G1, S e G2 e um período de reprodução denominado de *fase mitótica*.

A duração do ciclo celular depende de cada tipo de célula. Para fins de exemplificação e comparação entre os tempos de cada fase, a Tabela 4.1 ilustra os valores de duração relativos.

Tabela 4.1 - Duração estimada das fases de um tipo de célula

<table>
<tr><th colspan="3">Fases da célula</th></tr>
<tr><td colspan="2">Interfase</td><td>12 a 30 h</td></tr>
<tr><td rowspan="4">Mitótica</td><td>Prófase</td><td>1 a 2 h</td></tr>
<tr><td>Metáfase</td><td>5 a 15 min</td></tr>
<tr><td>Anáfase</td><td>2 a 10 min</td></tr>
<tr><td>Telófase</td><td>10 a 30 min</td></tr>
</table>

4.1.3.2. Reprodução celular

As células se reproduzem pelo processo de mitose ou bipartição. Neste processo podem ser identificadas 4 fases: *prófase, metáfase, anáfase e telófase*.

No início da *prófase*, os cromossomos não aparecem duplicados, embora o *DNA* seja duplicado antes do início da mitose. No meio da prófase, os cromossomos aparecem duplicados.

Na *metáfase*, os cromossomos se alinham num plano e se acoplam às fibras do fuso mitótico.

Os cromossomos se separam e se movem para os polos da célula, durante a *anáfase*.

Ao final da *telófase* surgem duas *células- filhas*, ambas *contendo cópia de todo o material genético da célula inicial*. Estas fases podem ser ilustradas na Figura 4.3.

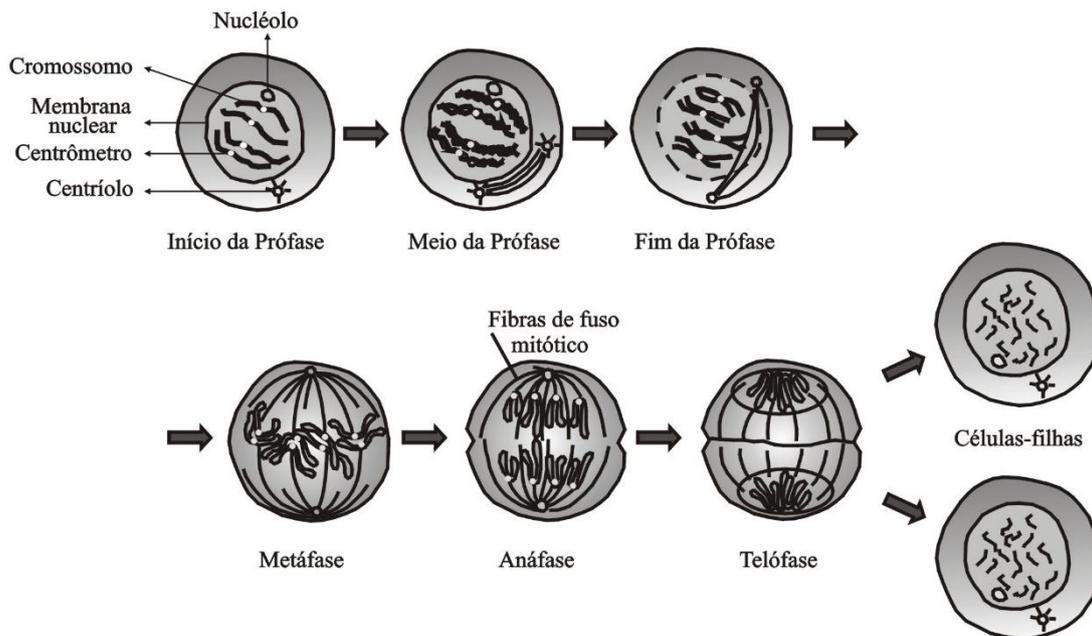



Figura 4.3 - Fases da mitose celular.

4.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM O TECIDO BIOLÓGICO

4.2.1. Formas e tipos de irradiação

A correlação entre a exposição à radiação ionizante e os efeitos biológicos induzidos no homem foi estabelecida, inicialmente, pela observação de efeitos danosos em pessoas nas primeiras exposições com raios X, e em exposições com radionuclídeos sofridas pelos pioneiros das descobertas sobre radioatividade.

Entretanto, para o seu detalhamento, foi necessária a adoção de modelos de exposição e hipóteses baseadas em extrapolações, uma vez que dependia claramente, da quantidade, forma e período de exposição, bem como de expectativas de concretização dos efeitos, em termos de sua observação, no tempo. Isto porque os dados experimentais disponíveis eram relacionados a exposições com doses elevadas, a acidentes radiológicos, às observações nas vítimas de Hiroshima e Nagasaki ou a experiências com cobaias.

As conclusões dos estudos iniciais poderiam ter comparações e confirmações diretas em pacientes submetidos a tratamento de radioterapia ou em experiências em cobaias, onde propositadamente as doses são elevadas. Entretanto, para o estabelecimento de recomendações de segurança para o trabalho rotineiro com a radiação ionização em suas diversas aplicações, aonde as doses são mantidas duas a quatro ordens de grandeza menores que as anteriormente citadas, a observação dos efeitos biológicos fica ofuscada pela ocorrência de muitos outros efeitos, provocados por outros agentes físicos ou químicos, inclusive ambientais.

Um modelo conservativo em termos de proteção radiológica seria a correlação linear entre dose e efeito, mesmo para baixos valores de dose. Este modelo, utilizado até hoje, se baseia numa extrapolação para doses muito baixas, do ajuste da curva obtida entre dose e efeitos biológicos observados em valores elevados. Questiona-se, como é óbvio, da sua validade científica, pois poderia estar ignorando possíveis valores limiares para

certos efeitos, ou minimizando a ocorrência de alguns outros efeitos, devido a influência e comportamento de outros fatores nesta região de baixas doses.

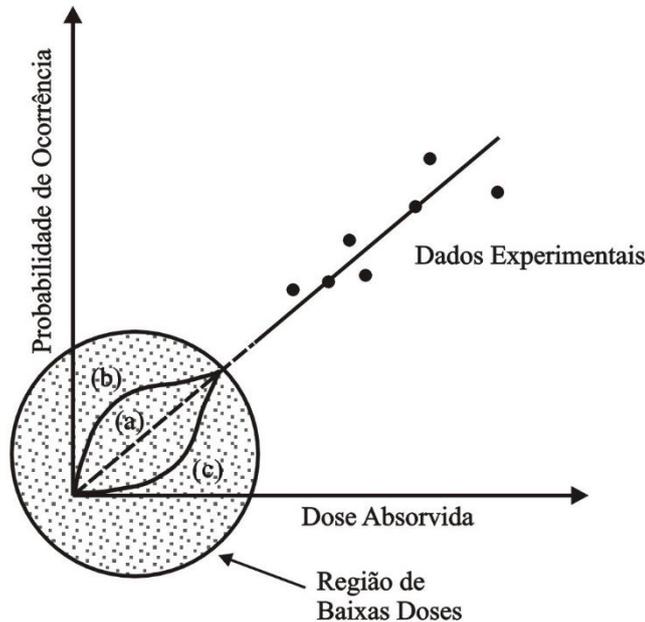



Figura 4.4 - Modelo de extrapolação linear (*curva a*) para a correlação entre dose-efeito biológico, onde não são contabilizados possíveis efeitos de aumento da probabilidade de ocorrência na região de doses baixas (*curva b*) ou da existência de limiares ou de fatores de redução da incidência dos efeitos até então desconhecidos (*curva c*).

4.2.1.1. Exposição única, fracionada ou periódica

A exposição do homem ou parte de seus tecidos à radiação, pode ter *resultados bastante diferenciados*, se ela ocorreu de uma *única vez*, de maneira *fracionada* ou se *periodicamente.* As exposições únicas podem ocorrer em exames radiológicos, como por exemplo, uma tomografia; de maneira fracionada, como no tratamento radioterápico; ou periodicamente, como em certas rotinas de trabalho com material radioativo em instalações nucleares.

Para uma mesma quantidade de radiação, os efeitos biológicos resultantes podem ser muito diferentes. Assim, se ao invés de fracionada, a dose aplicada num paciente em tratamento de câncer, fosse dada numa única vez, a probabilidade de morte seria muito grande. A exposição contínua ou periódica que o homem sofre da radiação cósmica, produz efeitos de difícil identificação. O mesmo não aconteceria, se a dose acumulada em 50 anos fosse concentrada numa única vez.

A Figura 4.5 mostra o percentual de sobrevivência de células de mamíferos quando irradiadas com exposição única ou fracionada.

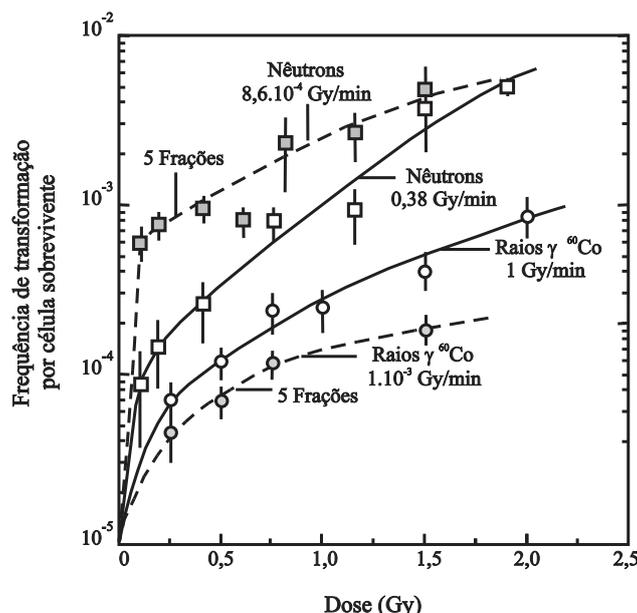



Figura 4.5 - Transformação de células expostas à radiação do ^{60}Co e nêutrons do espectro de fissão, com exposições únicas e fracionadas.

4.2.1.2. Exposição de corpo inteiro, parcial ou colimada

Um trabalhador que opera com material ou gerador de radiação ionizante pode expor o corpo todo ou parte dele, durante sua rotina ou num acidente. Um operador de gamagrafia sofre irradiação de corpo inteiro, na sua rotina de expor, irradiar a peça, recolher e transportar a fonte. Em alguns acidentes, como a perda e posterior resgate da fonte de irradiadores, pode expor mais as extremidades que outras partes do corpo. Uma *pessoa que manipula radionuclídeos, expõe bastante suas mãos*.

No tratamento radioterápico, a *exposição do tumor a feixes colimados* de radiação *é feita com muita precisão e exatidão*.

4.2.1.3. Exposição a feixes intensos, médios e fracos

Na esterilização e conservação de frutas, especiarias, peixes e carnes, com radiação gama, as doses aplicadas chegam a 10 kilograys (kGy) e em radioterapia, a 2 Gy por aplicação. São *feixes intensos e capazes de induzir à morte uma pessoa*, se aplicados de uma única vez e no corpo todo. Os feixes utilizados em radiologia são de intensidade média, comparativamente, pois atingem alguns miligrays (mGy), e não devem ser recebidos por uma pessoa com muita frequência, sob pena de sofrer algum dano biológico. A radioatividade natural induz ao homem doses de radiação da ordem de 1 mGy por ano. Poucos são os efeitos identificáveis e atribuídos exclusivamente à este tipo de radiação.

4.2.1.4. Exposição a fótons, partículas carregadas ou a nêutrons

A grande maioria das práticas com radiação ionizante envolve *fótons provenientes de fontes de radiação gama ou geradores de raios X* como as de radiodiagnóstico, radioterapia, radiografia industrial e medição de nível e densidade. Nas instalações nucleares, *nos reatores,* além dos fótons, existem *fluxos de nêutrons gerados na fissão dentro dos elementos combustíveis* e que atingem as áreas de manutenção e operação da

máquina. Alguns medidores de nível, de densidade e instrumentos para prospecção de petróleo, utilizam fontes e geradores de nêutrons. Os *feixes de partículas carregadas* têm nos *aceleradores lineares* de elétrons, nos *cíclotrons com feixes de prótons* e nos radionuclídeos emissores beta e alfa, os principais representantes.

Os fótons e nêutrons constituem as radiações *mais penetrantes* e causam danos biológicos diferentes conforme a taxa de dose, energia e tipo de irradiação. Os *feixes de elétrons têm* um *poder de penetração* regulável, *conforme a energia* estabelecida na máquina aceleradora. A radiação beta proveniente de radionuclídeos em aplicadores oftalmológicos e dermatológicos tem alcance de fração de milímetro no tecido humano. As *radiações alfa* são *muito pouco penetrantes*, mas doses absorvidas devido a radionuclídeos de meia-vida curta incorporados nos sistemas respiratório ou digestivo de uma pessoa podem causar *danos 20 vezes maiores que iguais valores de doses de radiação X, gama ou beta*.

4.2.2. Danos celulares

O processo de ionização, ao alterar os átomos, pode alterar a estrutura das moléculas que os contêm. Se a energia de excitação ultrapassar a energia de ligação entre os átomos, pode ocorrer quebra das ligações químicas e consequentes mudanças moleculares. *Da energia transferida pela radiação ao tecido, metade dela induz excitações*, cujas consequências são menores que as de ionização.

Se as moléculas alteradas compõem uma célula, esta pode sofrer as consequências de suas alterações, direta ou indiretamente, com a produção de radicais livres, íons e elétrons. Os efeitos da radiação dependem da dose, taxa de dose, do fracionamento, do tipo de radiação, do tipo de célula ou tecido e do indicador (*endpoint*) considerado. Tais alterações nem sempre são nocivas ao organismo humano. Se a substância alterada possui um papel crítico para o funcionamento da célula, pode resultar na alteração ou na morte da célula. Em muitos órgãos e tecidos o processo de perda e reposição celular, faz parte de sua operação normal. *Quando a mudança tem caráter deletério, ela significa um dano.*

Na Figura 4.6 tem-se um quadro representativo dos diversos processos induzidos pelas interações da radiação ionizante no tecido humano e a estimativa de duração de cada processo.

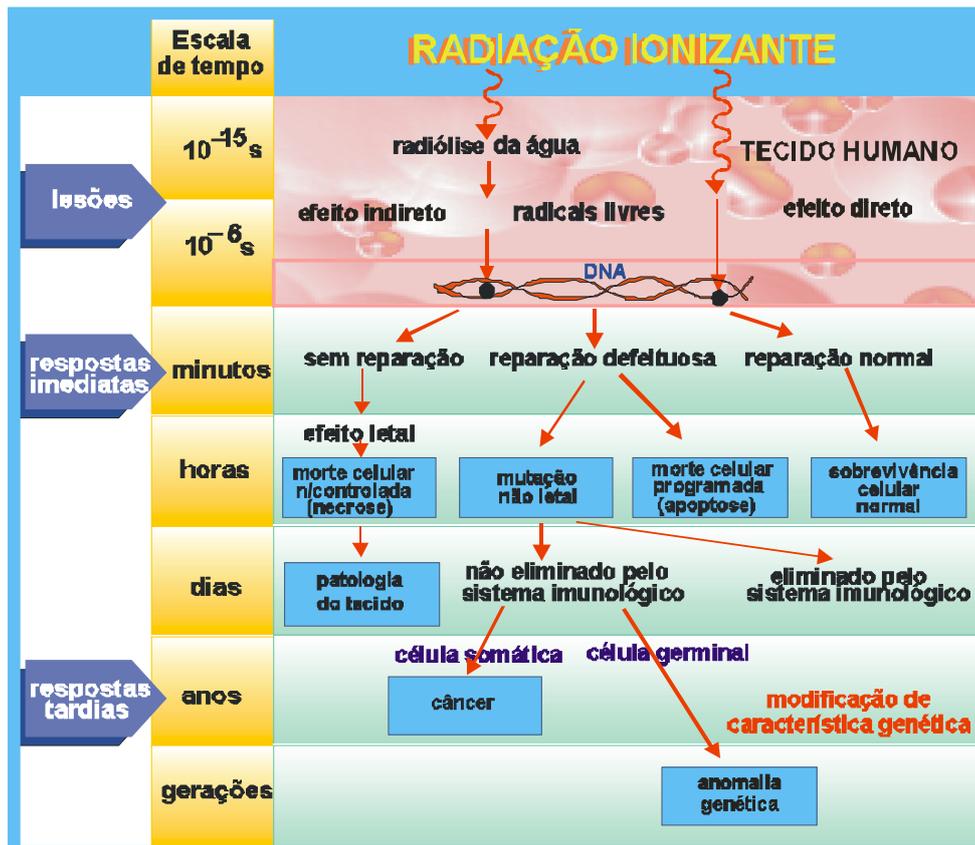



Figura 4.6 - Quadro representativo dos diversos processos envolvidos na interação da radiação ionizante com as células do tecido humano, e o tempo estimado para sua ocorrência.

Dos *danos celulares*, os *mais importantes são os relacionados à molécula do DNA*. As lesões podem ser quebras simples e duplas da molécula, ligações cruzadas (entre DNA-DNA, entre DNA-proteínas), alterações nos açúcares ou em bases (substituições ou deleções). Alguns tipos de alterações que podem ser induzidas por radiação ionizante são ilustrados na Figura 4.7.

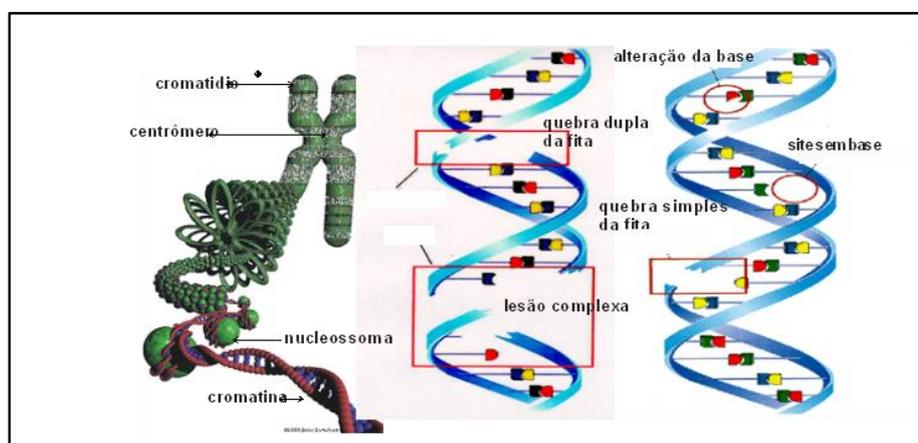



Figura 4.7 - Alguns tipos de alterações no cromossoma que podem ser induzidos por radiação ionizante.

As aberrações cromossômicas são o resultado de danos no DNA, principalmente devido às quebras duplas, gerando os *dicêntricos* ou os *anéis*, conforme ilustra a Figura 4.8.

As células danificadas podem morrer ao tentar se dividir, ou conseguir realizar reparos mediados por enzimas. Se o reparo é eficiente e em tempo curto, o *DNA* pode voltar à sua composição original, sem consequências posteriores. Num reparo propenso a erros, pode dar origem a mutações na sequência de bases ou rearranjos mais grosseiros, podendo levar à morte reprodutiva da célula ou a alterações no material genético das células sobreviventes, com consequências a longo prazo.

TIPO DE ABERRAÇÃO	QUEBRA EM G1	REJUNÇÃO	METÁFASE
FRAGMENTO ACÊNTRICO		REPLICAÇÃO	
ANEL COM FRAGMENTO ACÊNTRICO			
DICÊNTRICO COM FRAGMENTO ACÊNTRICO			
TRICÊNTRICO COM FRAGMENTO ACÊNTRICO			

Figura 4.8 - Tipos de aberrações cromossomiais que podem ser induzidos pela radiação ionizante.

4.2.3. Mutações

As mutações, nas células *somáticas* (do corpo) ou *germinativas* (das gônadas) podem ser classificadas em 3 grupos:

a. Mutações pontuais (alterações na sequência de bases do *DNA*);
b. Aberrações cromossomiais estruturais (quebra nos cromossomos); e
c. Aberrações cromossomiais numéricas (aumento ou diminuição no número de cromossomos).

4.2.4. Modificação celular pela radiação

Observando-se o ciclo celular e as fases do ciclo mitótico, é compreensível que a célula não apresente a mesma resposta à radiação, devido à interferência dos diversos tipos de interação da radiação nos diferentes cenários de vida da célula. As situações de maior complexidade ou que exigem acoplamentos finos de parâmetros físico-químicos ou biológicos, devem ser mais vulneráveis às modificações induzidas pela radiação. Isto significa que, num tecido onde as células componentes vivem aleatoriamente diferentes fases, as consequências das interações de uma mesma radiação, podem ser diferentes em locais diferentes do mesmo tecido. Assim, quando se fala num determinado efeito biológico induzido por radiações, está embutida uma avaliação estatística da situação.

As mudanças na molécula de DNA podem resultar num processo conhecido como transformação *neoplásica*. A *célula modificada*, mantendo sua capacidade reprodutiva, potencialmente, *pode dar origem* a um câncer. O aparecimento de células modificadas, pode induzir o sistema imunológico a eliminá-las ou bloqueá-las. Entretanto, as células sobreviventes, acabam por se adaptar, devido a modificações estimuladas por *substância promotora.* A multiplicação deste tipo de célula dá origem a um tumor, num estágio denominado de *progressão.*

Após período de latência, se as células persistirem na reprodução, superando as dificuldades de divisão celular, os possíveis desvios de percurso devido a diferenciações e mecanismos de defesa do organismo, originam o tumor cancerígeno.

4.2.5. Morte celular

Quando a dose de radiação é elevada (*vários Gy*), muitas células de tecido atingidas podem não suportar as transformações e morrem, após tentativas de se dividir. O aumento da taxa de perda pode às vezes ser compensado com o aumento da taxa de reposição. Neste caso, haverá um período de transição, onde a função do tecido ou órgão foi parcialmente comprometida e posteriormente reposta. A perda de células em quantidade considerável, pode causar prejuízos detectáveis no funcionamento do tecido ou órgão. A severidade do dano caracteriza o denominado *efeito determinístico*, uma vez que o limiar de dose que as células do tecido suportam, foi ultrapassado. As células mais radiosensíveis são as integrantes do ovário, dos testículos, da medula óssea e do cristalino.

4.2.6. Curvas de sobrevivência

Utilizando radiações de alto e baixo LET, com altas e baixas taxas de dose, pode-se obter o percentual de sobrevivência de células de um tecido ou órgão. Os pontos experimentais podem ser ajustados matematicamente e, as diversas expressões obtidas são denominadas de *curvas de sobrevivência*. A Figura 4.9 mostra que, para o mesmo valor da dose de radiação, as radiações de *alto LET* (alfa, nêutrons, íons pesados) resultam em menor percentual de sobrevivência que as de *baixo LET* (elétrons, beta, fótons).

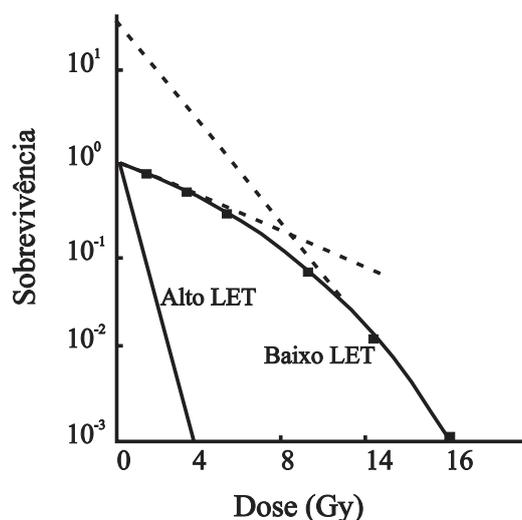



Figura 4.9 - Curvas de sobrevivência para células de mamíferos.

4.2.7. Detrimento

O conceito de detrimento, utilizado em proteção radiológica envolve a combinação da probabilidade de ocorrência, severidade (gravidade) e tempo de manifestação de um determinado dano. Ele é a estimativa do prejuízo total que eventualmente seria experimentado por um grupo ou pessoa expostos à radiação, inclusive seus descendentes.

4.2.8. Risco de efeito biológico induzido pela radiação ionizante

O conceito de risco é muito amplo, pois pode estar associado simplesmente à probabilidade de ocorrência de determinado efeito biológico de qualquer tipo, induzido pela radiação ionizante ou, frequentemente, probabilidade de efeitos sérios ou letais, particularmente a morte por câncer.

Em segurança de reatores, pode significar simplesmente uma expectativa matemática da magnitude de consequências indesejáveis.

Uma discussão detalhada, bem como o cálculo dos diversos tipos de riscos de efeitos biológicos induzidos pelas radiações ionizantes é feito no Anexo C da publicação 60 da ICRP.

O risco total ***R*** pode ser obtido aproximadamente como sendo a soma dos riscos de cada efeito induzido $\mathbf{p_i}$,

$$R = \sum_i p_i = F$$

onde *F* é denominado, frequentemente, o *fator* ou *coeficiente de risco,* correspondente à probabilidade para um efeito fatal, por exemplo, um câncer, estimado em 10.000 pessoas por sievert.

O detrimento ***G*** à saúde de um indivíduo é obtido pela expressão,

$$G = R = F.E$$

onde E = dose efetiva = dose equivalente de corpo inteiro $H_E = H_{WB}$.

Na Tabela 4.2, são dados alguns valores, em ordem de grandeza, dos riscos de danos à saúde produzidos pelas radiações ionizantes.

Tabela 4.2 - Riscos de danos à saúde.

Dano à saúde	Dose Efetiva (mSv)	Risco (%)
Efeito clínico imediato	>1000	~100
Efeito pré-natal	1	0,05
Câncer	1	0,005
Efeito hereditário	1	0,0005

4.2.9. Detectabilidade epidemiológica

É comum as pessoas atribuírem certos tipos de efeitos em uma pessoa, ou grupo de pessoas, à radiação ionizante devido ao temor difundido que delas possuem ou muitas vezes incrementado ambiguamente pelos meios de comunicação.

Entretanto, para se fazer uma atribuição com certo grau de confiabilidade, é preciso que o número de pessoas atingidas com certos valores de dose de radiação, ultrapasse valores mínimos para cada tipo de ocorrência, para se poder afirmar, em termos epidemiológicos, a possibilidade de ocorrência. Estes valores de dose absorvida ou dose efetiva recebida, e o número requerido para a garantia de ocorrência de determinado tipo de efeito é denominado de Detectabilidade Epidemiológica.

Há que ressalvar situações de singularidade em que pequenos valores de dose podem induzir efeitos biológicos indesejáveis e até letais como o câncer em uma pessoa, conforme definição de efeitos estocásticos. Em termos de população e indução epidemiológica do efeito, isto requer estatisticamente um tamanho da amostra em função do tipo de efeito. Assim, na Tabela 4.3, são indicados os valores do número de pessoas necessárias para a observação experimental da ocorrência de câncer na tireoide de crianças em função da dose absorvida e da constatação de efeito hereditário em função da dose efetiva.

Tabela 4.3 - Detectabilidade epidemiológica de efeitos biológicos.

Detectabilidade epidemiológica			
Câncer na tireoide em crianças		**Efeito hereditário**	
Dose Absorvida (mGy)	**Número de crianças (N)**	**Dose efetiva (mSv)**	**Número de pessoas (N)**
1	10.000	1	>1.000.000.000.000
10	1.000	10	>10.000.000.000
100	100	100	>100.000.000
		1.000	>1.000.000

4.3. ETAPAS DA PRODUÇÃO DO EFEITO BIOLÓGICO PELA RADIAÇÃO

4.3.1. Efeitos físicos

Quando uma pessoa é exposta à radiação ionizante, nos locais atingidos *aparecem muitos elétrons e íons livres, radicais produzidos na quebra das ligações químicas e energia cinética adicional* decorrentes da transferência de energia da radiação ao material do tecido, por colisão. Uma significativa fração desta energia produz excitação de átomos e moléculas, que pode ser dissipada, no processo de de-excitação, sob a forma de fótons.

Para radiações, do tipo raios X e gama, estes efeitos ocorrem de uma maneira mais distribuída devido ao seu grande poder de penetração e modo de interação. Para radiação beta, os efeitos são mais superficiais, podendo chegar a vários milímetros, dependendo da energia da radiação. Já as radiações alfa não conseguem penetrar nem um décimo de milímetro na pele de uma pessoa. Seus efeitos provocados por exposições externas são pouco relevantes. Porém, no caso de inalação ou ingestão de radionuclídeos alfa-

emissores, elas podem danificar seriamente células de alguns órgãos ou tecidos, pelo fato de serem emitidas em estreito contato ou no seu interior. Esta fase física tem uma duração da ordem de 10^{-13} segundos.

Esta energia adicional transferida pela radiação para uma certa quantidade de massa de tecido atingido, permite definir algumas grandezas radiológicas como, *Dose Absorvida e Kerma*. A relação entre a parte da energia absorvida e a massa do tecido é denominada de Dose Absorvida, enquanto que a relação entre a quantidade de energia cinética adicional e a massa de tecido define o *Kerma* (ver definição mais exata no Capítulo 7). Se o material irradiado for o ar, e se a radiação for fótons X ou gama, a relação entre a carga adicional, de mesmo sinal, e a massa permite definir a *Exposição. Esta grandeza só é definida para o ar e para fótons.* Ela pode ser relacionada com as demais grandezas mediante fatores de conversão que levam em conta a energia necessária para criar um par de íons e a influência da diferença de composição química no processo de transferência e absorção de energia.

4.3.2. Efeitos químicos

Como os átomos e moléculas atingidos pela radiação estão dentro de células, que possuem um metabolismo e uma grande variedade de substâncias, a tendência seria a neutralização gradual dos íons e radicais, no decorrer do tempo, ou seja a busca do equilíbrio químico. Esta fase fisicoquímica dura cerca de 10^{-10} *segundos*, e nela, os radicais livres, íons e os agentes oxidantes podem atacar moléculas importantes da célula, inclusive as substâncias que compõem o cromossomo.

Algumas substâncias, como a água, H_2O, ao serem ionizadas podem sofrer *radiólise:*

$$\text{radiação} \quad \Rightarrow \quad H_2O \rightarrow H_2O^+ + e^-$$

onde H_2O^+ é o íon positivo e e^- o íon negativo. O íon positivo forma o radical *hidroxil* ao se dissociar na forma:

$$H_2O^+ \rightarrow H^+ + OH^\bullet$$

O íon negativo, que é o elétron, ataca uma molécula neutra de água, dissociando-a e formando o radical hidrogênio:

$$H_2O^+ + e^- \rightarrow H_2O^- \rightarrow H^\bullet + OH^-$$

Os radicais hidrogênio e hidroxil podem ser formados também com a dissociação da água, numa excitação:

$$H_2O \rightarrow H_2O^* \rightarrow H^\bullet + OH^\bullet$$

Além disso, os elétrons livres podem polarizar as moléculas próximas de água, formando um *elétron-hidratado* (e^-_{ag}) de vida relativamente longa. Os radicais $H^\bullet$, $OH^\bullet$ e estes elétrons se difundem e reagem com as biomoléculas, podendo danificá-las. No rastro das radiações de alto LET a densidade de radicais é grande e ocorrem muitas recombinações, tais como:

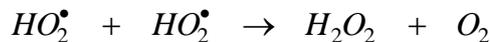
$$H^{\bullet} + OH^{\bullet} \rightarrow H_2O$$

$$H^{\bullet} + H^{\bullet} \rightarrow H_2$$

$$OH^{\bullet} + OH^{\bullet} \rightarrow H_2O_2$$

O rendimento de H_2 e da água oxigenada H_2O_2 na água pura é pequeno, devido à reação de recombinação de $H^{\bullet}$ com $OH^{\bullet}$. Mas dentro da célula ou em presença de oxigênio, o $H^{\bullet}$ se combina para formar o radical *peroxil*, que se combina com outro para formar o peróxido de hidrogênio H_2O_2,

$$H^{\bullet} + O_2 \rightarrow HO_2^{\bullet}$$

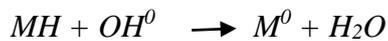
$$HO_2^{\bullet} + HO_2^{\bullet} \rightarrow H_2O_2 + O_2$$

Os radicais e o peróxido de hidrogênio podem reduzir ou oxidar as moléculas biológicas.

Reações típicas são:

$$MH + H^{o} \longrightarrow MH_2^{0}$$

$$MH + OH^{0} \longrightarrow MHOH^{0}$$

$$MH + H^{0} \longrightarrow M^{0} + H_2$$

$$MH + OH^{0} \longrightarrow M^{0} + H_2O$$

4.3.3. Efeitos biológicos

Esta fase varia de dezenas de minutos até dezenas de anos, dependendo dos sintomas. As alterações químicas provocadas pela radiação podem afetar uma célula de várias maneiras, resultando em: morte prematura, impedimento ou retardo de divisão celular ou modificação permanente que é passada para as células de gerações posteriores.

A reação de um indivíduo à exposição de radiação depende de diversos fatores como:

- Quantidade total de radiação recebida;
- Quantidade total de radiação recebida anteriormente pelo organismo, sem recuperação;
- Textura orgânica individual;
- Dano físico recebido simultaneamente com a dose de radiação (queimadura, por exemplo);
- Intervalo de tempo durante o qual a quantidade total de radiação foi recebida.

É bom salientar que o efeito biológico constitui a resposta natural de um organismo, ou parte dele, a um agente agressor ou modificador. O surgimento destes efeitos *não significa uma doença.*

Quando a quantidade de efeitos biológicos é pequena, o organismo pode se recuperar, sem que a pessoa perceba. Por exemplo, numa exposição à radiação X ou gama, pode ocorrer uma redução de leucócitos, hemácias e plaquetas e, após algumas semanas, tudo retornar aos níveis anteriores de contagem destes elementos no sangue. Isto significa que houve a irradiação, ocorreram efeitos biológicos sob a forma de morte celular e, posteriormente, os elementos figurados do sangue foram repostos por efeitos biológicos reparadores, operados pelo tecido hematopoiético.

4.3.4. Efeitos orgânicos - Doenças

Quando a quantidade ou a frequência de efeitos biológicos produzidos pela radiação começa a desequilibrar o organismo humano ou o funcionamento de um órgão, surgem sintomas clínicos denunciadores da incapacidade do organismo de superar ou reparar tais danos, que *são as doenças*. Assim, *o aparecimento de um tumor cancerígeno radioinduzido, significa já quase o final de uma história de danos, reparos e propagação*, de vários anos após o período de irradiação. A ocorrência de leucemia nos japoneses, vítimas das bombas de Hiroshima e Nagasaki, teve um máximo de ocorrência cinco anos após. As queimaduras originárias de manipulação de fontes de ^{192}Ir, em acidente com irradiadores de gamagrafia, aparecem horas após. Porém, os efeitos orgânicos mais dramáticos, como a redução de tecido, ou possível perda dos dedos, podem levar até 6 meses para acontecer.

As fases descritas anteriormente podem ser ilustradas pela Figura 4.10.

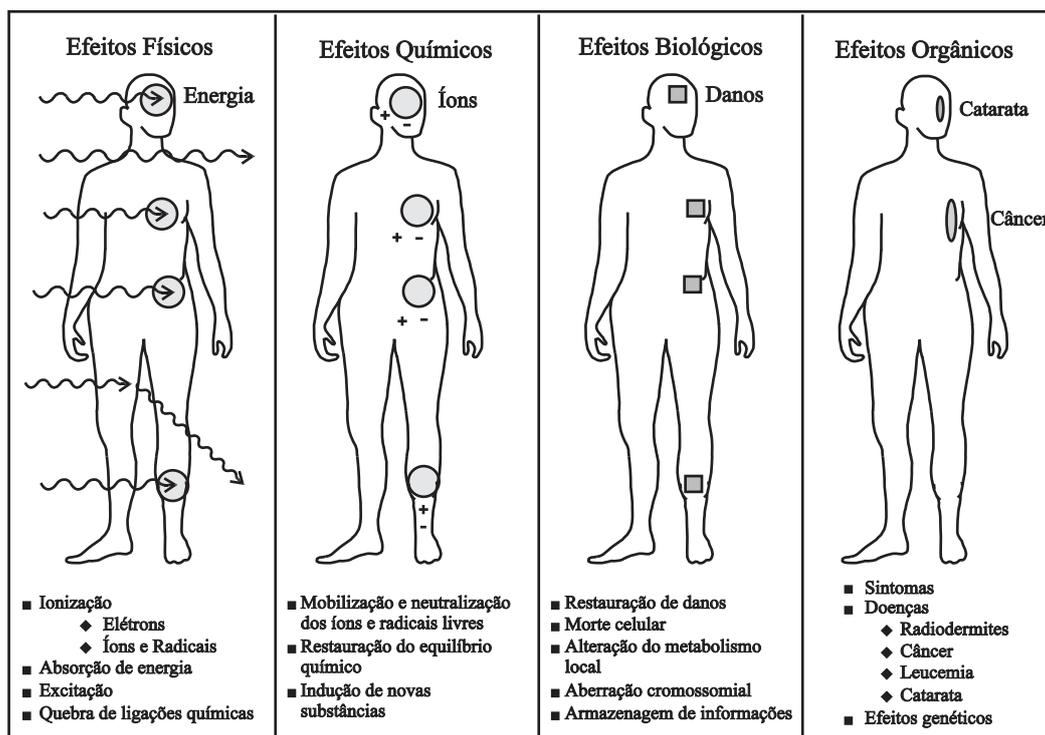



Figura 4.10 - Fases do efeito biológico produzido pela radiação ionizante.

4.4. RADIOSSENSIBILIDADE DOS TECIDOS

4.4.1. Efetividade biológica relativa - RBE

A influência da qualidade de radiação nos sistemas biológicos pode ser quantificada utilizando a Efetividade Biológica Relativa, Relative Biological Effectiveness (*RBE*).

Para um dado tipo de *radiação A* e supondo constantes todas as variáveis físicas e biológicas, exceto o tipo de radiação, a RBE é definida pela relação adimensional:

$$RBE(A) = \frac{Dose_{referência}}{Dose_{radiaçãoA}}$$

onde $Dose_{referência}$ é a dose da radiação de referência necessária para *produzir um específico nível de resposta* e $Dose_{radiação\ A}$ é a dose da radiação *A* necessária para produzir igual resposta.

Nesta definição, a radiação usada como referência, nem sempre é bem estabelecida. Em muitos experimentos, utilizou-se a radiação X, filtrada, de 250 kVp. A relação parece clara, como definição, mas a dificuldade está em estabelecer o que significa *um específico nível de resposta*.

Para superar possíveis indeterminações, *utiliza-se a razão entre as inclinações das partes que podem ser consideradas lineares, das curvas de Dose x Efeito*, para as radiações em estudo *A* e de referência. Esta razão, presumivelmente, poderá representar o valor máximo de RBE, ou seja, a RBE_M.

Para propósitos de proteção radiológica, a *RBE* é considerada como sendo *função da qualidade da radiação, expressa em termos da Transferência Linear de Energia (LET)*. Em muitos sistemas a RBE aumenta com o LET até cerca de 100 keV μm^{-1} e depois diminui.

A rigor, a *RBE* para uma determinada radiação não é somente dependente do *LET*, mas também da dose, da taxa de dose, do fracionamento da dose e até da idade da pessoa exposta. Seu valor só é reprodutível para um determinado sistema biológico, tipo de radiação e o conjunto de circunstâncias experimentais. Seus valores dependem então da natureza e condição do material biológico, do estado fisiológico, temperatura, concentração de oxigênio, condições de nutrição e estágio do ciclo celular.

A magnitude do efeito e tipo de resposta com a dose também influenciam, pois as curvas de resposta nem sempre são semelhantes e regulares; assim, depende do intervalo de dose em que são comparadas.

A Tabela 4.4 fornece alguns valores médios da relação entre *RBE* e *LET,* na água.

Tabela 4.4 - Valores médios do LET e RBE para a água (ICRP-ICRU,1963).

LET médio na Água keV μm^{-1}	RBE
$\leq$ 3,5	1
3,5 a 7,0	1 a 2
7,0 a 23	2 a 5
23 a 53	5 a 10
53 a 175	10 a 20

4.4.2. Transferência linear de energia - LET

O conceito de *transferência linear de energia* (*Linear Energy Transfer*) - *LET* - provém da simplificação do *Poder de Freamento de Colisão Linear* (*Linear Collision Stopping Power*), como sendo a perda média de energia, por colisão, de uma partícula carregada por unidade de comprimento. O poder de freamento (*stopping power*) expressa o efeito do meio material na partícula, enquanto que o *LET* expressa o efeito da partícula no meio, normalmente o tecido humano.

Para entender o significado do *LET* é preciso observar como as partículas carregadas interagem com o meio material. Por exemplo, um elétron, quer gerado após interação de um fóton X ou gama com a matéria, uma radiação beta ou uma partícula proveniente de um acelerador linear, interage basicamente com o campo elétrico de sua carga, influenciado pela sua massa.

Numa visão simples de uma colisão, parece se comportar como o choque de duas esferas rígidas num mero evento mecânico. Entretanto, sob o ponto de vista físico, o elétron interage com vários elétrons atômicos ao mesmo tempo e, na interação com o elétron mais próximo, eles se afastam sem se *tocar*, devido ao aumento da repulsão de seus campos elétricos quando a distância entre eles é muito pequena. Neste evento, pode haver transferência ou conversão de energia, resultando em excitação ou ionização do átomo, emissão de radiação de freamento (*bremsstrahlung*) e mudança de direção da partícula.

Como num material existem muitos elétrons, quando um elétron nele incide, haverá uma série de colisões sequenciais, com correspondentes transferências de energia e mudanças de direção. A energia inicial do elétron incidente vai sendo gradativamente transferida para o material, numa trajetória com a forma de linha quebrada. Supondo, então, que uma certa quantidade média de energia *dE* foi transferida entre um ponto *A* de referência e um ponto *B* de avaliação final, após várias colisões, a relação entre a energia *dE, média*, e a distância *dx* entre os pontos *A* e *B* é denominada de *LET*. *Quando se fala em energia localmente cedida pela partícula, está implícito que o percurso da partícula carregada é menor do que o seu alcance (range) no meio material*.

Na definição do *dE/dx*, a partir da perda média de energia no espaço percorrido, existe ainda uma dificuldade não explicitada: é como acompanhar o elétron incidente se, após a primeira colisão, podem sair dois elétrons com energias muito próximas, cada um gerando uma sequência semelhante de colisões dentro do material. Assim, não contabilizando as perdas de energia pelas partículas secundárias de alta energia (*raios* δ), o *LET* recebe a denominação de *Transferência Linear de Energia Irrestrito*, denotado por L_∞, uma vez que não se fixou um valor de energia de corte no processo de degradação.

Além disso, acompanhando o percurso de uma partícula carregada num meio material e o processo de transferência de sua energia, percebe-se que ela não possui um valor fixo de *LET*. Após cada interação, o valor da energia da partícula é diferente e o valor de *dE/dx* depende deste valor. O que é chamado de *LET* constitui um valor médio obtido de um espectro largo de valores (ver Figura 4.11).

Assim, a separação de radiações de baixo e *alto LET* é muito arbitrária, embora de utilidade prática. Outra observação importante é que o termo *Linear* nada tem a ver com uma trajetória retilínea. Ele significa simplesmente que é a estimativa mais simples que se faz de *dE/dx*, supondo que ele possa ser calculado por um desenvolvimento em série de Taylor, onde se escolheu o seu valor até o segundo termo, ou seja, o *termo linear*.

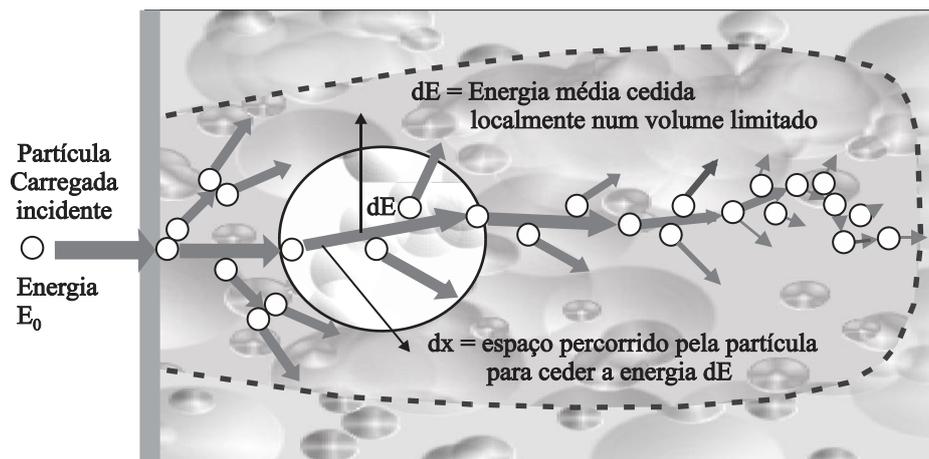



Figura 4.11 - Visualização do processo de transferência de energia (*dE*) por uma partícula carregada (elétron) em função da distância percorrida (*dx*) num meio material.

Por outro lado, o *fator de qualidade Q da radiação como função do LET, com seus valores médios estabelecidos pela ICRP podem constituir guias administrativos de importância prática, mas não de utilidade científica, pois muitas incertezas e aproximações foram embutidas.* É por isso que a ICRP, em seu lugar, estabeleceu um fator de peso w_R, obtido de uma revisão de uma grande variedade de tipos de exposição e informações biológicas. Consequentemente, com a introdução do w_R foi necessário a definição do *Dose Equivalente (Equivalent Dose), em substituição ao Equivalente de Dose (Dose Equivalent).*

4.4.3. Radiações de baixo LET

As *radiações consideradas de baixo LET* são: *raios X, raios γ, β^+ e β^-*. Como se sabe, o LET só é definido para radiações constituídas por partículas carregadas. A inclusão dos *raios X* e da *radiação γ* se deve ao fato de que, após a primeira interação com a matéria, aparecem elétrons por efeito fotoelétrico, por espalhamento Compton ou por formação de pares. Por isso, *tais radiações* são também denominadas de *indiretamente ionizantes*.

Os *elétrons Auger são também considerados radiações de baixo LET*, mas podem apresentar valores de *RBE* maiores que os demais elétrons. Entretanto, se o radionuclídeo que os emite não penetrar na célula, os elétrons Auger são incapazes de produzir efeitos biológicos, devido ao seu pequeno alcance. Para os que penetram na célula, mas não se incorporam ao *DNA*, o *RBE* é de 1,5 a 8. Para os que se incorporam no *DNA* como o ^{125}I, o *RBE* de seus elétrons Auger fica na faixa de 20 a 40.

4.4.4. Indução de câncer pelas radiações de baixo LET

Para fins de proteção radiológica, as doses (e *taxas de doses*), *normalmente têm valores muito baixos*, da ordem de *mGy* ou dezenas de *mGy*. Para estes valores de dose, não existem estudos epidemiológicos suficientes para estabelecer, com segurança, o formato da *curva dose-resposta*, ou a existência de um limiar. Como a maioria das informações sobre carcinogênese radioinduzida foi obtida com doses acima de *0,1 Gy* e

com taxas de doses muito altas, *fazem-se extrapolações das curvas de dose-resposta, para a região de doses baixas.*

Dentre as fórmulas matemáticas para explicitar tais hipóteses, a mais utilizada é a *linear-quadrática* ($E = \alpha D + \beta D^2$). *A denominação linear-quadrática é matematicamente incorreta*, pois, se for linear não pode ser quadrática. Entretanto, ela é muito usada, devido ao fato de que, para doses baixas, o efeito é proporcional à dose, ou seja, responde linearmente e, para doses elevadas, o efeito aumenta com o quadrado da dose.

O comportamento dos efeitos biológicos que resultam em tumores cancerosos é descrito, matematicamente, da seguinte forma:

a. Para valores de dose muito baixos, por não se ter dados experimentais inequívocos, supõe-se que a probabilidade de incidência de câncer seja proporcional à dose absorvida;
b. Na região de doses elevadas, com dados obtidos das vítimas de Hiroshima e Nagasaki, acidentes radiológicos e experiências em laboratório, a probabilidade de incidência de câncer varia, na maioria dos casos, com o quadrado da dose; e
c. Para doses muito elevadas, a probabilidade de indução de câncer decresce devido a alta frequência de morte celular, que impede a evolução para um câncer.

Assim, *a relação entre a dose e a probabilidade de indução de câncer é considerada linear, para radiações* de baixo LET, quando os valores de dose estão abaixo dos limites recomendados pela ICRP.

4.4.5. Radiações de alto LET

As radiações consideradas de *alto LET* são aquelas que possuem um alto poder de ionização e uma alta taxa de transferência de energia num meio material. Para o mesmo valor da dose absorvida, são as que induzem maiores danos biológicos. Partículas alfa, íons pesados, fragmentos de fissão e nêutrons são classificados como radiações de *alto LET*.

As partículas carregadas interagem com os átomos situados defronte à linha de incidência e também nas proximidades, devido a ação da sua carga elétrica e sua massa. São denominadas de radiações diretamente ionizantes. As radiações denominadas de indiretamente ionizantes só são percebidas pelo material, após a primeira ionização, quando liberam elétrons; caso contrário, atravessam o material sem interagir.

4.4.6. Indução de câncer pelas radiações de alto LET

Para as radiações de *alto LET*, o fracionamento da dose produz o mesmo efeito ou até o aumenta. Este fenômeno é denominado de *efeito reverso da taxa de dose*, conforme mostra a Figura 4.12.

As radiações de *alto LET* causam mais danos por unidade de dose que as de *baixo LET*. Para efeito de morte celular, o *RBE é de 2 a 3.* Para efeitos determinísticos, geralmente não excede a 10.

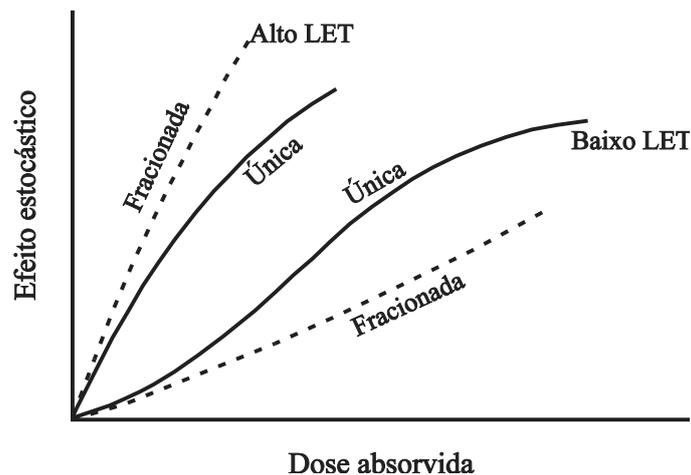



Figura 4.12 - Formas de curvas dose-resposta, para radiações de *baixo* e *alto LET*, para indução de efeitos estocásticos.

4.4.7. Fator de eficiência da dose e da taxa de dose - DDREF

A ICRP julga que quando se obtém coeficientes de probabilidade de indução de câncer num dado órgão, obtidos com altas doses e altas taxas de dose de radiações de *baixo LET*, para aplicá-los em estimativas com baixas doses ou baixas taxas de dose, deve-se utilizar um *fator de redução*, o *DDREF (Dose and Dose Rate Effectiveness Factor).* Este fator não se aplica para dados obtidos com radiações de alto LET.

4.4.8. O fator de redução DDREF

Para fins de proteção radiológica, a ICRP (60) recomenda a inclusão de um fator de redução (DDREF) nos coeficientes de cálculo da probabilidade de indução de câncer devido a doses baixas (< 0,2 Gy) e baixas taxas de dose (<0,19 Gy/h) de radiações de baixo LET.

Devido à variedade de tipos de tumor, nos diversos tecidos ou órgãos, e considerando que os valores atribuídos ao *DDREF* dependem dos intervalos de valores de dose e taxa de dose estudados, alguns organismos internacionais, como a NCRP e UNSCEAR, sugeriram o uso de um valor entre 2 e 10, após a revisão dos dados experimentais disponíveis. Por exemplo, para o ^{60}Co, a redução de expectativa de vida devido a tumores, com exposições únicas, fracionadas e contínuas, o DDREF = 5. *A ICRP recomenda, para propósitos de proteção radiológica, um valor conservativo e arbitrário de DDREF = 2.*

4.4.9. Obtenção do DDREF

O fator de redução DDREF é obtido, matematicamente, da curva de resposta *Probabilidade de Indução de Câncer versus Dose Absorvida*, para o sistema biológico estudado, e nas faixas de dose e de taxa de dose de interesse. Assim, considerando uma curva de resposta conforme mostra a Figura 4.13, o *DDREF* é obtido pela expressão:

$$DDREF = \frac{\alpha_L}{\alpha_1}$$

onde α_L é a inclinação da reta de ajuste dos dados experimentais dos pontos de altas doses ou altas taxas de dose (*DDREF* tem valores altos) e α_1 é a inclinação da reta de ajuste dos dados experimentais dos pontos (poucos pontos) de baixas doses ou baixas taxas de dose (*DDREF* com valor próximo de 1).

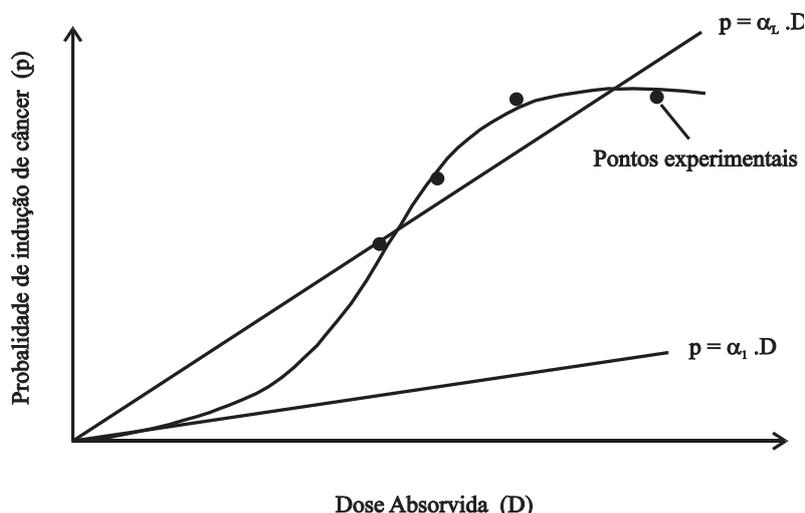



Figura 4.13 - Curva de resposta: probabilidade de indução de câncer versus dose absorvida, do tipo Linear-Quadrática, $p = \alpha D + \beta D^2$.

4.5. CLASSIFICAÇÃO DOS EFEITOS BIOLÓGICOS

4.5.1. Denominação dos efeitos biológicos

Os efeitos radioinduzidos podem receber denominações em função do valor da dose e forma de resposta, em função do tempo de manifestação e do nível orgânico atingido. Assim, em função da dose e forma de resposta, são classificados em *estocásticos e determinísticos*; em termos do tempo de manifestação, em *imediatos e tardios*; em função do nível de dano, em *somáticos e genéticos* (*hereditários*).

4.5.2. Efeitos estocásticos

São efeitos em que *a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose* de radiação recebida, *sem* a existência de *limiar*. Isto significa que *doses pequenas*, abaixo dos limites estabelecidos por normas e recomendações de proteção radiológica, *podem induzir tais efeitos*. Entre estes efeitos, destaca-se o câncer.

A probabilidade de ocorrência de um câncer radioinduzido depende do número de clones de células modificadas no tecido ou órgão, uma vez que depende da sobrevivência de pelo menos um deles para garantir a progressão. O período de aparecimento (detecção) do câncer após a exposição pode chegar até 40 anos. No caso da leucemia, a frequência passa por um máximo entre 5 e 7 anos, com período de latência de 2 anos. Na Figura 4.14 é apresentada uma estimativa do tempo de latência para o aparecimento de câncer após exposição.

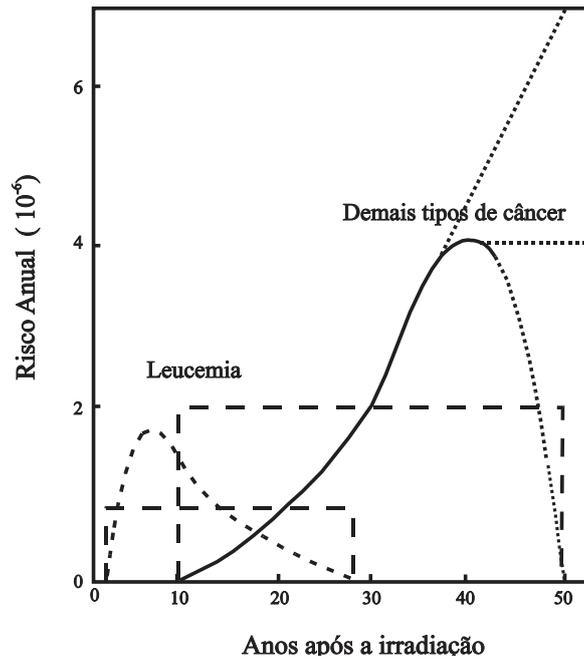



Figura 4.14 - Tempo de latência para aparecimento de câncer após irradiação.

4.5.3. Efeitos determinísticos

São efeitos causados por irradiação total ou localizada de um tecido, *causando um grau de morte celular não compensado pela reposição ou reparo, com prejuízos detectáveis no funcionamento do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose*, abaixo do qual a perda de células é insuficiente para prejudicar o tecido ou órgão de um modo detectável. Isto significa que os efeitos determinísticos são produzidos por doses elevadas, acima do limiar, *onde a severidade ou gravidade do dano aumenta com a dose aplicada*. A probabilidade de efeito determinístico, assim definido, é considerada nula para valores de dose abaixo do limiar, e 100%, acima.

Além da severidade, os efeitos determinísticos variam com a *frequência* em que um dado efeito, definido como condição patológica reconhecível, aumentando em função da dose, em uma população de indivíduos com diferentes susceptibilidades (*curvas a, b e c*), conforme ilustra a Figura 4.15.

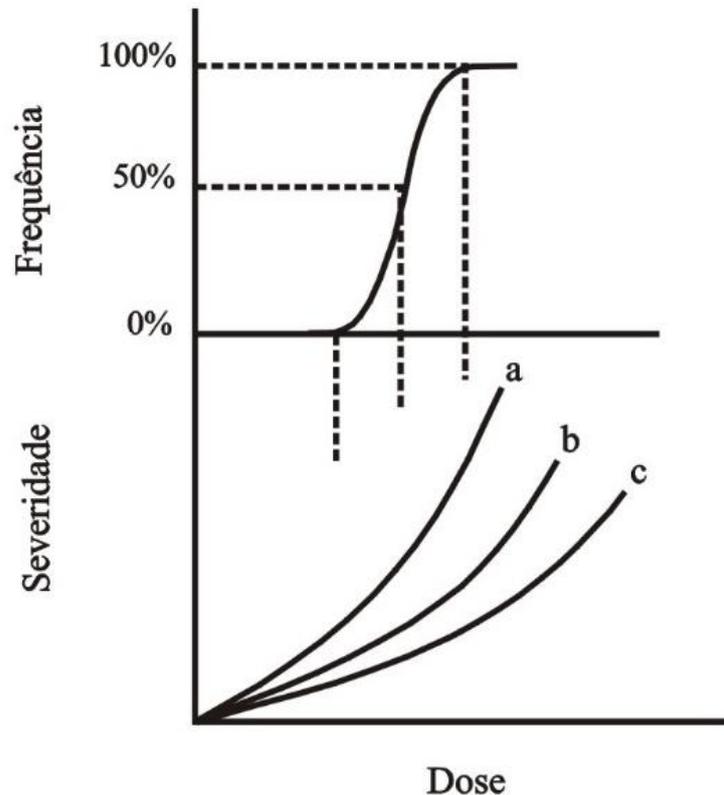



Figura 4.15 - Relações típicas entre dose e gravidade do dano (severidade), para efeitos determinísticos numa população.

Exemplos de efeitos determinísticos na pele são: eritema e descamação seca para dose entre 3 e 5 Gy, com sintomas aparecendo após 3 semanas; descamação úmida acima de 20 Gy, com bolhas após 4 semanas; necrose para dose acima 50 Gy, após 3 semanas.

Na Tabela 4.5 são apresentados os limiares de dose para efeitos como esterilidade temporária ou permanente, opacidade das lentes, catarata, e depressão do tecido hematopoiético, para exposições única e fracionada.

4.5.4. Efeitos somáticos

Surgem do dano nas células do corpo e o efeito aparece na própria pessoa irradiada. Dependem da dose absorvida, da taxa de absorção da energia da radiação, da região e da área do corpo irradiada.

4.5.5. Efeitos genéticos ou hereditários

São efeitos que surgem no descendente da pessoa irradiada, como resultado do dano produzido pela radiação em células dos órgãos reprodutores, as gônadas. Têm caráter cumulativo e independe da taxa de absorção da dose.

Tabela 4.5 - Limiares de dose para efeitos determinísticos nas gônadas, cristalino e medula óssea.

TECIDO E EFEITO	LIMIAR DE DOSE		
	Dose Equivalente Total recebida em uma única exposição (Sv)	**Dose Equivalente Total recebida numa exposição fracionada ou prolongada (Sv)**	**Taxa de Dose Anual recebida em exposições fracionadas ou prolongadas por muitos anos (Sv)**
Gônadas			
- esterilidade temporária	0,15	ND	0,40
- esterilidade	3,5 - 6,0	ND	2,00
Ovários			
- esterilidade	2,5 - 6,0	6	> 0,2
Cristalino			
- opacidade detectável	0,5 - 2,0	5	> 0,1
- catarata	5,0	> 8	> 0,15
Medula óssea			
- depressão de hematopoiese	0,5	ND	> 0,4

4.5.6. Efeitos imediatos e tardios

Os primeiros efeitos biológicos causados pela radiação, que ocorrem num período de *poucas horas até algumas semanas após a exposição*, são denominados de *efeitos imediatos*, como por exemplo, a radiodermite. Os que *aparecem depois de anos ou mesmo décadas,* são chamados de *efeitos retardados ou tardios*, como por exemplo, o câncer.

Se as doses forem muito altas, predominam os efeitos imediatos, e as lesões serão severas ou até letais. Para doses intermediárias, predominam os efeitos imediatos com grau de severidade menor, e não necessariamente permanentes. Poderá haver, entretanto, uma probabilidade grande de lesões severas a longo prazo. Para doses baixas, não haverá efeitos imediatos, mas há possibilidade de lesões a longo prazo.

Os efeitos retardados, principalmente o câncer, complicam bastante a implantação de critérios de segurança no trabalho com radiações ionizantes. Não é possível, por enquanto, usar critérios clínicos porque, quando aparecem os sintomas, o grau de dano causado já pode ser severo, irreparável e até letal. Em princípio, é possível ter um critério biológico e espera-se algum dia ser possível identificar uma mudança biológica no ser humano que corresponda a uma mudança abaixo do grau de lesão. Por enquanto, utilizam-se hipóteses estabelecidas sobre critérios físicos, extrapolações matemáticas e comportamentos estatísticos.

4.6. REVERSIBILIDADE, TRANSMISSIVIDADE E FATORES DE INFLUÊNCIA

4.6.1. Reversibilidade

A célula possui muitos mecanismos de reparo, uma vez que, durante sua vida, sofre danos provenientes de substâncias químicas, variação da concentração iônica no processo de troca de nutrientes e dejetos junto à membrana celular, danos físicos produzidos por variações térmicas e radiações. Mesmos danos mais profundos, produzidos no *DNA*, podem ser reparados ou compensados, dependendo do tempo e das condições disponíveis. Assim, um tecido atingido por uma dose de radiação única e de

baixo valor, tem muitas condições de recuperar sua integridade, mesmo que nele haja um certo percentual de morte de suas células. Em condições normais, ele repõe as células e retoma o seu ritmo de operação. Nestas condições, pode-se dizer que o dano foi reversível. Entretanto, *para efeito de segurança, em proteção radiológica, considera-se que o efeito biológico produzido por radiação ionizante é de caráter cumulativo, ou seja, despreza-se o reparo do dano*.

4.6.2. Transmissividade

Outra questão importante é que *o dano biológico produzido numa pessoa não se transmite*. O que pode eventualmente ser transmitido é um efeito de doses elevadas que, lesando significativamente as células reprodutivas, pode resultar num descendente portador de defeito genético. Não há relação nenhuma entre a parte irradiada numa pessoa e o local de aparecimento do defeito no organismo do filho.

Uma pessoa danificada pela radiação, mesmo exibindo sintomas da *síndrome de irradiação aguda, pode ser manuseada, medicada e transportada como um doente qualquer,* pois *sua doença não pega*. O cuidado que se deve ter no tratamento destas pessoas, é o dos médicos, enfermeiros, demais pessoas e instalações de não contaminá-las por vírus ou bactérias por eles portados, uma vez que, a resistência imunológica dos pacientes está muito baixa.

As pessoas que sofreram contaminação, interna ou externa, com radionuclídeos é que precisam ser manuseadas com cuidado, pois tais radionuclídeos podem estar presentes no suor, na excreta e muco das vítimas. Por exemplo, as vítimas do acidente com o ^{137}Cs, em 1987 em Goiânia, tiveram que ficar isoladas e, durante o tratamento especial, os técnicos tiveram que usar macacões, luvas, máscaras e sapatilhas para não se contaminar radioativamente e não contaminar biologicamente os enfermos.

4.6.3. Fatores de influência

4.6.3.1. *Idade*

Pessoas que recebem a mesma dose de radiação não apresentam os mesmos danos e nem sempre respondem em tempos semelhantes. A relação dose-resposta é o resultado estatístico obtido de vários experimentos, *in vivo, in vitro* e em acidentes com radiação. Existem alguns fatores que modificam a resposta ou o efeito biológico, como por exemplo, *a idade, o sexo e o estado físico*.

O indivíduo é mais vulnerável à radiação quando criança ou quando idoso. Na infância, os órgãos, o metabolismo, as proporções ainda não se estabeleceram definitivamente e, assim, alguns efeitos biológicos podem ter resposta com intensidade ou tempo diferentes de um adulto.

Por exemplo, com relação ao tempo de retenção de um radionuclídeo como o ^{137}Cs, na forma de cloreto de césio, a *meia-vida efetiva* na criança é cerca de 55 dias, enquanto que, num adulto é de 110 dias. Isto significa, por um lado, queo ^{137}Cs teve *menos tempo* para irradiar os órgãos internos, o que resultaria numa expectativa de menor dose de radiação. Por outro lado, como o processo de multiplicação celular é muito significativo nesta fase da vida do indivíduo, as células são mais sensíveis à radiação, morrendo em maior quantidade, mesmo que a reposição ocorra com uma taxa maior. Além disso, os órgãos estão mais próximos, facilitando o aumento da dose num órgão, quando existe outro com maior incidência de contaminação. No caso do idoso, o processo

de reposição ou reparo celular é de pouca eficiência e a resistência imunológica é menor que a de um adulto normal.

4.6.3.2. Sexo

As mulheres são mais sensíveis e devem ser mais protegidas contra a radiação que os homens. Isto porque possuem órgãos reprodutores internos e os seios são constituídos de tecidos muito sensíveis à radiação. Além disso, existe o período de gestação, onde o feto apresenta a fase mais vulnerável à radiação e a mãe tem seu organismo bastante modificado em forma, composição hormonal e química.

Além destes fatores, normalmente a mulher possui concentração dos elementos químicos em menor quantidade que os homens, organismo mais delicado e complexo, ciclos e modificações hormonais mais frequentes e intensas.

4.6.3.3. Estado físico

O estado físico do irradiado influencia bastante na resposta do indivíduo à radiação. Se uma pessoa é forte, resistente, bem alimentada, sua resposta aos possíveis danos da radiação será atenuada quando comparada à uma pessoa fraca, subalimentada e com deficiência imunológica. Isto é esperado em relação a qualquer agente agressor, interno ou externo. A avaliação do estado físico é importante quando da tomada de decisão para o tratamento de radioterapia de uma pessoa com câncer, pois, em alguns casos, o tratamento poderia resultar num agravamento do quadro clínico.

Um fato notável é a composição dos efeitos danosos da radiação com outros fatores agressivos ao organismo, como por exemplo, o fumo. Dentre os males causados pelo fumo, destaca-se o câncer nas vias respiratórias. Assim, a diferença entre a frequência de incidência, por exemplo, de câncer no pulmão em trabalhadores de minas de exploração de urânio, fumantes e não fumantes, pode atingir quase um fator dez, para o mesmo valor de dose absorvida, conforme mostra a Figura 4.16.

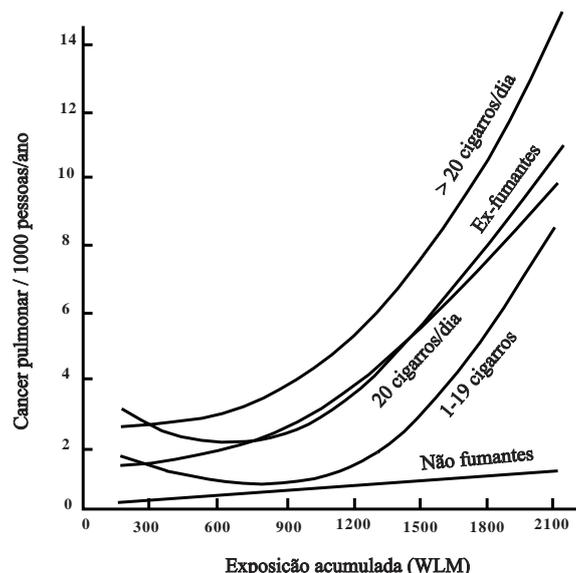



Figura 4.16 - Variação da incidência do câncer de pulmão em trabalhadores de minas de urânio, fumantes e não fumantes.

4.7. EFEITOS BIOLÓGICOS PRÉ-NATAIS

Para uma melhor compreensão dos efeitos pré-natais induzidos pelas radiações ionizantes, a evolução de um feto é descrita simplificadamente na Tabela 4.6, onde o período de avaliação é de semanas.

Tabela 4.6 - Evolução das características do feto em função do tempo.

Semanas	Situação	Semanas	Situação
1	Início do ciclo menstrual que resulta na gravidez	22	Pelos visíveis
4	Formação do embrião	23	Feto mexendo
5	Sistema circulatório e coração em formação, primórdios do sistema nervoso central	24	21 cm, 650 g
6	Membros superiores e inferiores brotando	25	Ganho de peso
7	Embrião com 8 mm, formação da face	26	Ganho de peso
8	13 mm, dedos e orelhas visíveis	27	Olhos começam a abrir
9	18 mm	28	~1 kg
10	30 mm	29	Sistema nervoso central mais ou menos desenvolvido
11	50 mm, formação do estômago, bexiga, massa encefálica, coluna	30	Implantação placentária, feto de cabeça para baixo
12	61 mm, face, unhas e dedos se desenvolvendo	31	Formação do fêmur e endurecimento ósseo
13	Bexiga estufando, pele se desenvolvendo	32	Contrações uterinas
14	Estímulo cardíaco	33	Ganho de peso
15	Sexo fetal definido	34	Feto com ~2 kg
16	Ossificação fetal	35	Pulmões endurecendo
17	Movimentação	36	Contrações uterinas
18	Diferenciação sexual	37	Feto maduro, ganho de peso 200 a 250 g/semana
19	Sistemas circulatório, digestivo e urinário funcionando	38	Contrações uterinas
20	500 g, movimentação	39	Fim da gestação, dilatação do colo uterino
21	Soluço fetal	40	Parto

Para fins de Proteção Radiológica, a publicação Nº 89 da ICRP, de 2001) estabelece os valores de referência para as dimensões, massas, conteúdo de todas as fases do corpo humano, desde a fase embrionária até a adulta.

Os efeitos biológicos pré-natais induzidos pela radiação ionizante podem ser avaliados em duas situações: a) os induzidos por radionuclídeos ingeridos ou inalados pela mãe e transferidos ao embrião ou feto; b) os induzidos pela radiação externa, durante o período de gravidez.

No relatório da UNSCEAR de 1986, denominado *Genetic and Somatic Effects of Ionizing Radiation*, foram avaliados dados de experimentos com animais e das pessoas expostas em Hiroshima e Nagasaki, e enfocados, principalmente, os temas:

a) efeitos letais no embrião;
b) mal-formações e outras alterações estruturais e no crescimento;
c) retardo mental;
d) indução de doenças, incluindo a leucemia; e
e) efeitos hereditários.

Na publicação Nº 60 da ICRP, de 1990, a questão da irradiação do feto, durante o período de gestação foi estudada onde os valores das probabilidades de indução de efeitos por radiações de baixo LET foram determinados. Eles são resumidos na Tabela 4.7.

Tabela 4.7 - Valores das probabilidades de indução de efeitos biológicos induzidos por radiações de baixo LET no feto.

Probabilidade de efeitos - Radiação de baixo LET				
Efeito	**População**	**Período de exposição (semanas)**	**Modo de exposição**	**Probabilidade**
Redução do QI	Feto	8 a 15 de gestação	Doses elevadas Altas taxas de dose	30 pontos no QI Sv^{-1}
Retardo Mental Severo	Feto	8 a 15 de gestação	Doses elevadas Altas taxas de dose	40×10^{-2} a 1 Sv

A Publicação No.88 da ICRP de 2001, intitulada: *"Dose to the Embryo and Fetus from Intake of Radionuclides by the Mother"*, apresenta um estudo aprofundado sobre a questão, levando em conta a transferência de radionuclídeos pela placenta, distribuição e retenção no tecido fetal.

São apresentados os modelos *Biocinéticos* e *Dosimétricos* para o cálculo das doses no embrião, no feto e recém-nascido resultantes da ingestão ou inalação de radionuclídeos pela mãe, antes ou durante a gravidez. São exibidas as tabelas para cada radionuclídeo, órgão ou sistema do corpo humano.

Para a avaliação das doses, foram considerados três períodos: o período de pré-implantação, com duração de 0 a 8 dias; o período embrionário de organogênese, com duração de 9 a 56 dias e; o período fetal de crescimento, com duração de 57 a 266 dias.

Tabela 4.8 - Risco de efeitos biológicos pré-natais, deletérios à saúde humana, induzidos pela radiação ionizante.

Exposição Pré-natal (semanas)	**Risco de efeito**
Até 3	Não resulta em efeitos estocásticos ou deletérios após nascimento
4-14	Má-formação e efeitos determinísticos (0,1 a 0,5 Gy)
8 a 25	Sistema nervoso central muito sensível à radiação D>100 mGy, inicia o decréscimo do QI
8 a 15	Alta probabilidade de retardo mental severo
16 a 25	Menor sensibilidade do sistema nervoso central.

4.8. USO DE EFEITOS BIOLÓGICOS NA TERAPIA

4.8.1. Radioterapia

O fato de radiações penetrantes, do tipo raios X e gama, induzirem danos em profundidades diferentes do organismo humano e, com isso, causar a morte de células, pode ser utilizado para a terapia do câncer. Assim, tumores profundos podem ser destruídos ou regredidos sob a ação de feixes de radiação gama adequadamente aplicados. Como a intensidade do feixe decai exponencialmente com a espessura de tecido penetrado, a dose e a correspondente quantidade de dano produzido, são maiores na superfície de entrada do que no ponto de localização do tumor. Isto irradiaria, com maior dose, os tecidos de entrada e intermediário, desnecessariamente. Para minimizar isso, focaliza-se sempre o tumor, e aplica-se o feixe de radiação em diferentes direções, movendo o irradiador ou o paciente, de modo que a dose induza à morte as células do tumor e o tecido sadio irradiado seja naturalmente reposto. O uso de raios X é semelhante, com a diferença que se pode variar o poder de penetração da radiação e a intensidade de feixe.

Para tumores localizados em certas regiões do corpo é preferível utilizar fontes de radiação gama aplicadas diretamente sobre eles, numa técnica conhecida como *Braquiterapia*. Dependendo da situação, podem-se embutir fontes perto do local afetado, como as antigas *agulhas* de ^{226}Ra e as *sementes* de ^{137}Cs, ^{60}Co e ^{192}Ir, ou irradiar o tumor com uma fonte próxima, por meio de um aplicador.

4.8.2. Aplicações oftalmológicas e dermatológicas

Em alguns tratamentos pós-cirúrgicos, pode ser utilizado um aplicador do tipo oftalmológico ou dermatológico, contendo um radioisótopo emissor beta puro, do tipo ^{90}Sr, cujas radiações causam dano superficial devido à baixa penetração da radiação. Isto pode danificar um pouco a lente dos olhos ou a pele da pessoa, mas, em compensação, o efeito de cauterização resultante pode acelerar a cicatrização, evitar a hemorragia ou a formação de *quelóides* (cicatrizes indesejáveis), respectivamente.

4.8.3. Aplicação de radiofármacos

Na obtenção de imagens de órgãos, tecidos e sistemas do corpo humano, podem ser utilizados feixes externos de raios X ou as radiações gama emitidas por radioisótopos neles incorporados, utilizando radiofármacos apropriados.

Nestes exames de radiodiagnóstico, o tempo de exposição varia de fração de segundos até algumas horas. O dano causado depende da dose absorvida, que é acumulativa, mas de valor muito menor quando comparada com as aplicadas em radioterapia.

Na Figura 4.17 tem-se uma ilustração dos principais radiofármacos utilizados e seus respectivos órgãos ou tecidos de incorporação preferencial.

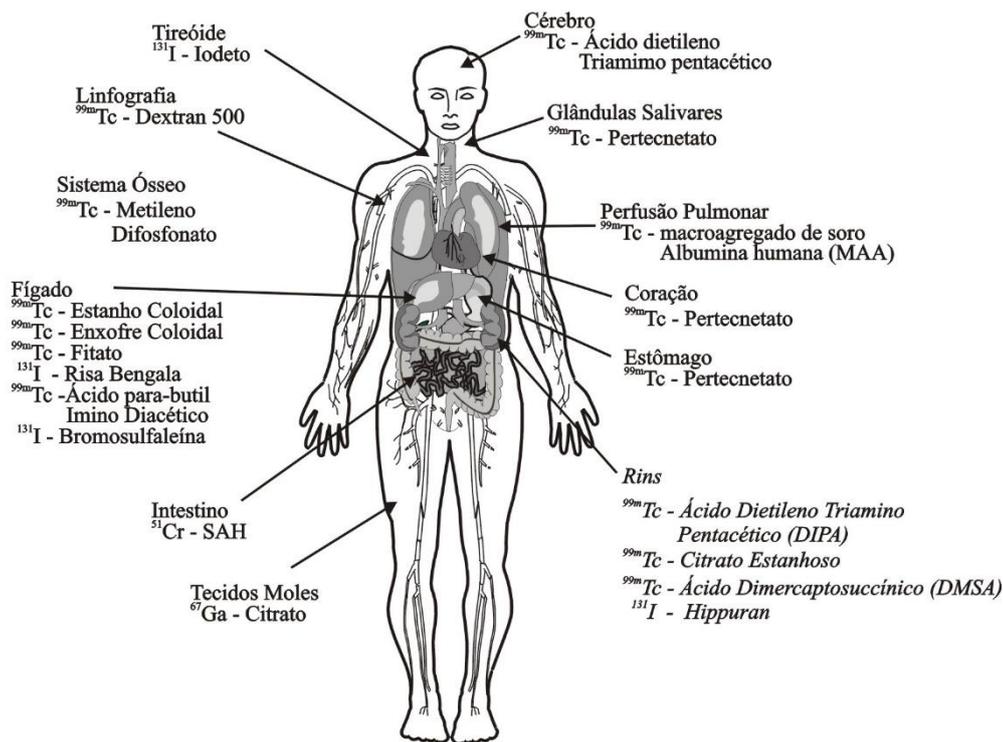



Figura 4.17 - Incorporação preferencial de radioisótopos nos tecidos e órgãos do corpo humano, em função do tipo de composto químico utilizado, para produção de imagens em gama-câmaras para diagnóstico em Medicina Nuclear.

4.9. SÍNDROME DE IRRADIAÇÃO AGUDA

4.9 1. Exposições acidentais com altas doses

A exposição com feixes externos de radiação e, em alguns casos, com contaminação interna por radionuclídeos, pode resultar em valores elevados de dose absorvida, envolvendo partes do corpo ou todo o corpo. Estas exposições ocorrem em situações de acidente, envolvendo fontes radioativas de alta atividade ou feixes de radiação intensos produzidos por geradores de radiação ionizante, como aceleradores de partícula, reatores e máquinas de raios X.

Como resultado destas exposições o organismo humano desenvolve reações biológicas que podem se manifestar sob a forma de *sintomas indicativos de alterações profundas provocadas pela radiação, conhecidos como Síndrome de Irradiação Aguda* ou, como denominam algumas pessoas, Síndrome de Radiação Aguda.

Na análise microscópica do organismo humano, percebe-se que muitas células tiveram, entre outros danos, seus cromossomos atingidos e, algumas *células exibem aberrações cromossomiais*. Estas aberrações cromossomiais podem ser observadas com auxílio de um microscópio óptico depois de devido procedimento de cultura biológica, separação e tratamento do material amostrado para análise, por exemplo, o sangue.

O cromossomo normal tem a forma de um *"X"*. As formas mais características de aberrações produzidas são os denominados cromossomos *dicêntricos* e em forma de *anel*. Os dicêntricos são formados pela emenda aleatória de dois cromossomos mutilados pela

radiação, cada um contribuindo com um centro. Os anéis aparecem quando um mesmo cromossomo é cortado nas duas extremidades, e elas se ligam formando um anel. A frequência relativa de dicêntricos e anéis depende da dose, da energia da radiação e do tipo de radiação. Na Figura 4.18 são apresentadas curvas que expressam a variação do número de aberrações com o tipo e energia da radiação.

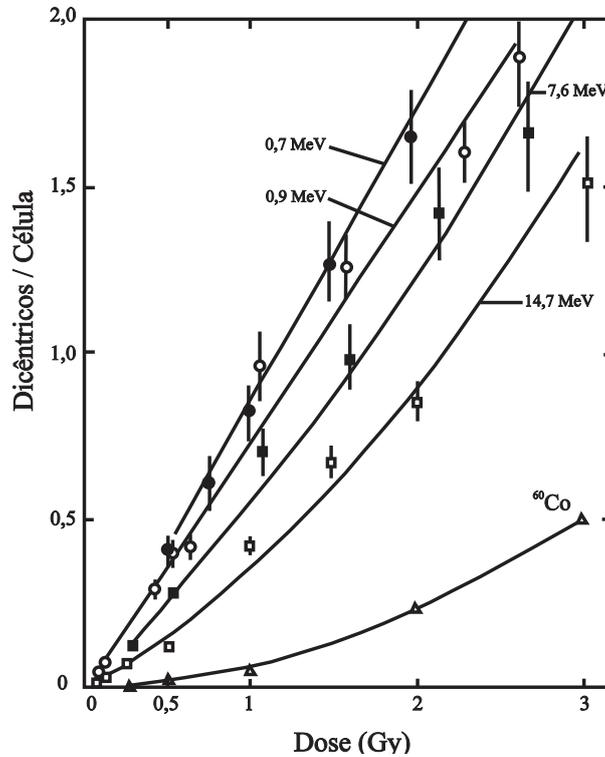



Figura 4.18 - Frequência de cromossomos dicêntricos para células submetidas à radiação gama do ^{60}Co e a nêutrons de várias energias.

4.9.2. Exposição externa localizada

As lesões mais severas produzidas por exposições localizadas e de altas doses são, resumidamente:

a. *Lesões na pele*

- *eritema precoce*	*3 < D < 10 Gy*
- *epiderme seca*	*10 < D < 15 Gy*
- *epiderme exudativa*	*15 < D < 25 Gy*
- *queda de pelos e cabelos*	
- *radiodermite*	
- *necrose*	*D > 25 Gy*

b. *Lesões no olho*

- *ocorre para*	*D > 2 Gy*
- *catarata*	*D> 5 Gy*

c. *Lesões nas gônadas*

- Homem
-esterilidade temporária *D > 0,15 Gy*
- esterilidade definitiva *3,5< D > 6 Gy*
- Mulher
- alterações provisórias na fecundidade *D > 2,5 Gy*
- esterilidade *3 < D < 6 Gy*

d. *Lesão no Feto*
- efeitos em função da dose e idade do feto

4.9.3. Exposição de corpo inteiro de um adulto

Quando uma pessoa é exposta à radiação gama em corpo inteiro, ou no caso ignorado, considerado como tal, os valores limiares de dose absorvida para o caso de 1% de Morbidez e Mortalidade são apresentados na Tabela 4.9, conforme a publicação 103 da ICRP de 2007.

A morbidez pode ser definida como o número de doenças produzidas em determinado órgão, tecido ou sistema de uma pessoa quando submetida a uma determinada causa. Pode significar também a taxa de portadores de determinada doença, em relação à população total estudada em determinado local e momento. O valor de 1% de morbidez e mortalidade significa uma em 100 pessoas expostas.

Tabela 4.9 - Limiares estimados de doses absorvidas agudas gama para 1% de morbidez e mortalidade, após exposição de corpo inteiro de uma pessoa. (ICRP 103, 2007).

Efeito	**Órgão/Tecido**	**Tempo de Desenvolvimento**	**Dose Absorvida (Gy)**
MORBIDADE			***1% de incidência***
Esterilidade temporária	Testículos	3-9 semanas	~ 0,1
Esterilidade permanente	Testícuos	3 semanas	~ 6
Esterilidade permanente	Ovários	< 1 semana	~ 3
Depressão do sangue	Medula óssea	3-7 semanas	~ 0,5
Avermelhamento da pele	Pele (grande área)	1-4 semanas	< 3 a 6
Queimadura da pele	Pele (grande área)	2-3 semanas	5 a 10
Perda temporária de cabelo	Pele	2-3 semanas	~ 4
Catarata	Olho	Vários anos	~ 1,5
MORTALIDADE			***1% de incidência***
Síndrome da medula óssea vemelha			
Sem tratamento médico	Medula óssea	30-60 dias	~ 1
Com tratamento médico	Medula óssea	30-60 dias	~ 2 a 3
Síndrome gastrointestinal			
Sem tratamento médico	Intestino delgado	6-9 dias	~ 6
Com tratamento médico	Intestino delgado	6-9 dias	> 6
Pneumonite	Pulmão	1-7 meses	6

4.9.4. Sindrome de irradiação aguda

O conjunto e a sucessão de sintomas que aparecem em vítimas de acidentes envolvendo doses elevadas de radiação é denominado de Síndrome de Irradiação Aguda. Os sistemas envolvidos são o circulatório, particularmente o tecido hematopoiético, o gastrointestinal e o sistema nervoso central. A Tabela 4.10 mostra, de modo simplificado, os sintomas associados a diferentes valores de dose elevadas.

Tabela 4.10 - Síndrome de irradiação aguda.

FORMA	DOSE ABSORVIDA (Gray)	SINTOMAS
Infra-clínica	< 1	Ausência de sintomas, na maioria dos indivíduos
Reações leves generalizadas	1 a 2	Astenia, náuseas e vômitos de 3 a 6 horas após a exposição. Efeitos desaparecendo em 24 horas
Síndrome Hematopoiética Leve	2 a 4	Depressão da função medular (linfopenia, leucopenia, trombopenia, anemia). Máximo em 3 semanas após a exposição e voltando ao normal em 4 a 6 meses.
Síndrome Hematopoiética Grave	4 a 6	Depressão severa da função medular
Síndrome do Sistema Gastrointestinal	6 a 7	Diarreia, vômitos, hemorragias
Síndrome Pulmonar	7 a 10	Insuficiência respiratória aguda
Síndrome do Sistema Nervoso Central	>10	Coma e morte. Horas após a exposição.

A *dose letal média* fica entre 4 e 4,5 Gy. Isto significa que, de 100 pessoas irradiadas com esta dose, metade morre.

Na Tabela 4.11 são apresentados a chance de sobrevivência, o tempo de manifestação e os sintomas.

Tabela 4.11 - Sintomas de doença resultantes da exposição aguda à radiação ionizante, em função do tempo.

TEMPO DE MANIFESTAÇÃO (semanas)	SOBREVIVÊNCIA		
	PROVÁVEL 1 - 3 Gy	POSSÍVEL 4 - 7 Gy	IMPROVÁVEL > 8 Gy
1	Fase latente, nenhum sintoma definido	Náusea, vômito	Náusea, vômito, diarreia, garganta inflamada, úlcera, febre, emagrecimento rápido, morte
2		Depilação, perda de apetite, indisposição, garganta dolorida, diarreia, emagrecimento, morte.	
3	Depilação, perda de apetite, indisposição		
4	Garganta dolorida, diarreia, emagrecimento moderado		

A Tabela 4.12 apresenta, em ordem aproximada de gravidade crescente, os sintomas e sinais no estágio prodrômico e síndrome da irradiação aguda.

Tabela 4.12 - Sintomas e sinais no estágio prodrômico e síndrome de irradiação aguda em ordem aproximada de crescente gravidade.

Anorexia (perda de apetite)
Náusea
Vômito
Debilidade e fadiga
Prostração
Diarreia
Conjuntivite
Eritema (vermelhidão cutânea)
Choque (falência aguda da circulação periférica)
Oliguria (redução da excreção urinária)
Ataxia (perda da coordenação dos movimentos)
Desorientação
Coma (alteração grave da vigilidade - encéfalo)
Morte

Para se ter uma compreensão mais significativa destes eventos sintomáticos, em termos de dose absorvida e tempo de manifestação, a Figura 4.19 mostra o comportamento médio das pessoas, em termos probabilísticos, quando expostas a altas doses de radiação ionizante.

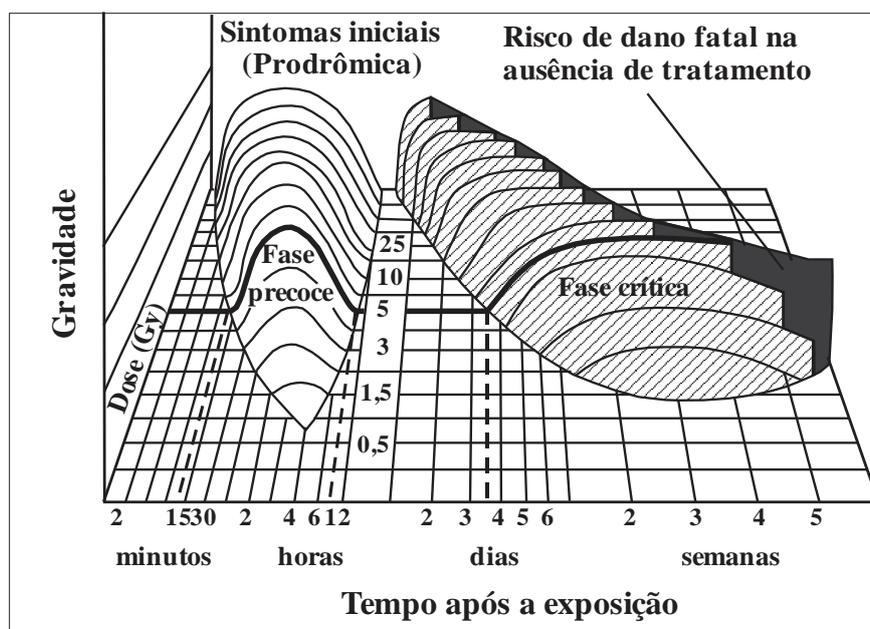



Figura 4.19 - Evolução média de pessoas irradiadas em relação ao tempo e em função da dose.

Na Figura 4.19 os sintomas são caracterizados por três parâmetros: a *dose absorvida*, a *gravidade* (severidade) do dano e o *tempo de manifestação* após a exposição.

Assim, por exemplo, para um indivíduo exposto a uma dose de 5 Gy, sua fase Prodrômica se inicia quase 15 minutos após a exposição e desaparece em torno de 8 horas.

Sua fase crítica é esperada após 3,5 dias, devendo-se ter um cuidado extremo com ele após 3 semanas, quando o indivíduo corre sério risco de morrer.

Em decorrência do acidente de Chernobyl, 1986, várias pessoas foram fortemente irradiadas, principalmente as ligadas ao atendimento da situação de emergência. Na Tabela 4.13, são mostrados alguns dados das pessoas que foram atendidas nos hospitais de Moscou e de Kiev. Na Figura 4.20 é mostrado o número de casos por 100.000 pessoas de câncer na tireoide na Bielorrússia, induzidos em crianças, adolescentes e adultos.

Tabela 4.13 - Pessoas com síndrome de irradiação aguda irradiadas durante o acidente nuclear de Chernobyl.

	Dose (Gy)	**Pacientes tratados em**		**Falecimentos**	**Sobreviventes**
		Moscou	**Kiev**		
Média	0,8 – 2,1	23	18	0 (0%)	41
Moderada	2,2 – 4,1	44	6	1 (2%)	49
Severa	4,2 – 6,4	21	1	7 (32%)	15
Muito severa	6,5 - 16	20	1	20 (95%)	1
Total	**0,8 - 16**	**108**	**26**	**28**	**106**

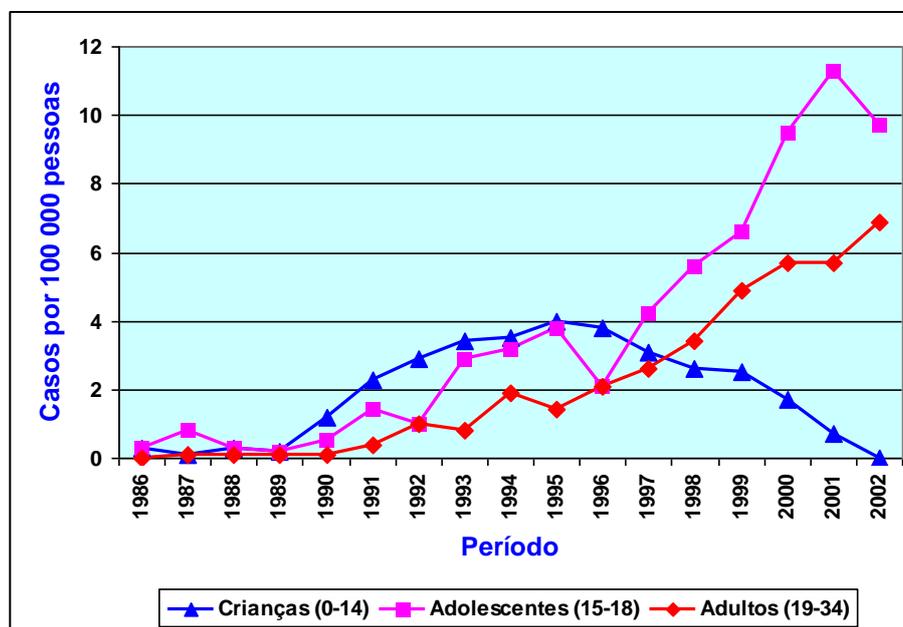



Figura 4.20 - Indução de câncer na tireoide na Bielorrússia devido ao acidente nuclear em Chernobyl, em 1986.

4.9.5. Dose letal para componentes da fauna e flora

Os organismos vivos apresentam uma resistência diferenciada em relação aos efeitos biológicos das radiações ionizantes. Em geral, quanto maior a sua complexidade orgânica, estrutural e neurológica menor sua resistência. Quanto mais simplificado for o organismo, maior a sua resistência.

Na Figura 4.21 são apresentadas as faixas aproximadas de dose aguda letal para vários grupos taxonômicos conforme a publicação das Nações Unidas, UNSCEAR de 2008, Anexo E, p.273.

Pelos valores apresentados pode-se compreender as razões das doses elevadas de radiação para atingir propósitos no tratamento de alimentos como esterilizar ou matar insetos e larvas, reduzir população de fungos e micróbios patogênicos.

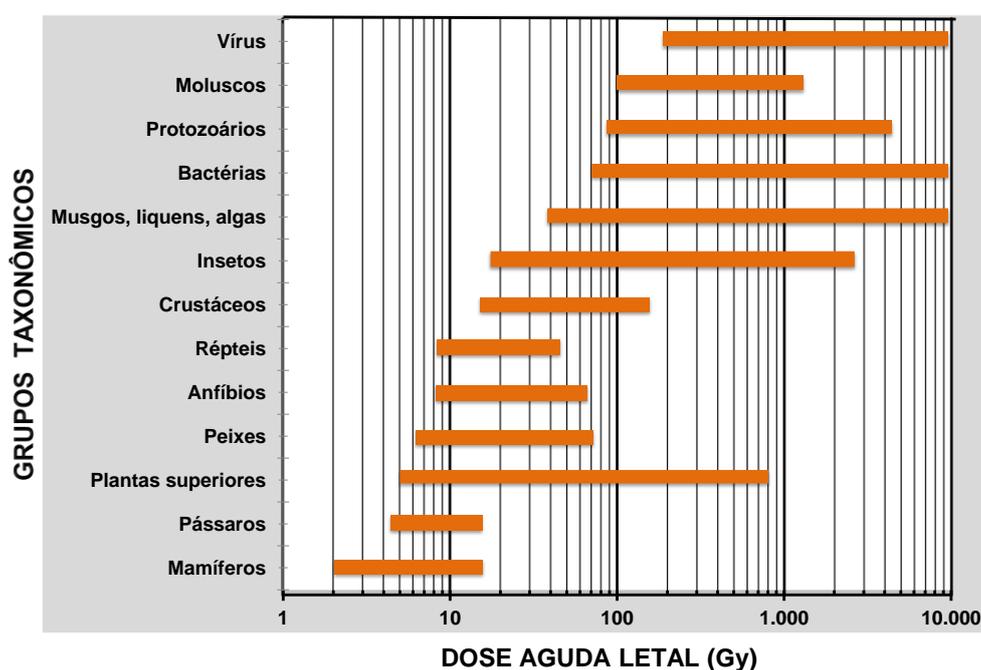



Figura 4.21 - Faixas aproximadas de Dose Aguda Letal para vários grupos taxonômicos (UNSCEAR, 2008).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

UNSCEAR, *Genetic and Somatics Effects of Ionizing Radiation*, Report of the United Nations Scientific Committees on the Effects of Atomic Radiations, 1986. http://www.unscear.org/unscear/en/publications

UNSCEAR, *Sources, Effects and Risks of Ionizing Radiation*, Report of the United Nations Scientific Committees on the Effects of Atomic Radiations, Annexes, United Nations Publications - New York, 2008. http://www.unscear.org/unscear/en/publications/

ICRP 60, *Recommendations of ICRP*, Annals of ICRP, Bethesda, 1990.

ICRP 88, *Dose to the Embryo and Fetus from Intake of Radionuclides by the Mother*, Annals of ICRP, Bethesda, 2001.

ICRP 89, *Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection - References Values*, Annals of ICRP, Bethesda, 2001.

ICRP 103, *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection*, Annals of ICRP, Bethesda, 2007.

CAPÍTULO 5

GRANDEZAS RADIOLÓGICAS E UNIDADES

5.1. EVOLUÇÃO CONCEITUAL DAS GRANDEZAS

5.1.1. A quantificação da radiação ionizante

Uma das questões iniciais na utilização da radiação ionizante é como realizar uma *medição de quantidades utilizando a própria radiação ou os efeitos e subprodutos de suas interações com a matéria.*

As dificuldades de medição estão associadas às suas propriedades, pois elas são invisíveis, inodoras, insípidas, inaudíveis e indolores. Além disso, elas podem interagir com os instrumentos de medição modificando suas características. Outra dificuldade é que nem todas as grandezas radiológicas definidas são mensuráveis.

5.1.1.1. Campo de radiação

Uma abordagem intuitiva seria medir quantas radiações são emitidas, por exemplo, num intervalo de tempo ou quantas radiações atravessam determinada secção ou área. São *grandezas* radiológicas *associadas ao campo de radiação, que contabilizam* o número de radiações relacionado com alguma outra grandeza do sistema de medição tradicional, como tempo e área. Com isso, podem-se definir grandezas do tipo *Atividade* de um material radioativo, ou *Fluência* de partículas de um acelerador.

Outra abordagem seria em relação às propriedades do campo de radiação para fins de definição de outras grandezas, como: *campos expandidos e alinhados* (ver 5.5).

5.1.1.2. Grandezas dosimétricas

Outra maneira seria *avaliar os efeitos da interação* da radiação com um material, utilizando algum efeito ou subproduto. Por exemplo, utilizando *a carga elétrica* dos elétrons ou íons produzidos pela ionização, a *energia transferida* ao material pela radiação, *a energia absorvida* pelo material, a *luminescência, a alteração da condutividade elétrica, o calor produzido, o defeito cristalino, a alteração química.* De modo semelhante, utilizando relações com a massa ou volume, podem-se definir grandezas radiológicas como, *Exposição, Kerma e Dose Absorvida. São grandezas dosimétricas,* pois estão associadas à quantidade de radiação que um material foi submetido ou absorveu.

5.1.1.3. Grandezas limitantes

Quando os efeitos das interações acontecem no organismo humano e se as suas consequências podem ser deletérias, podem-se definir *grandezas limitantes, para indicar o risco à saúde* humana devido à radiação ionizante. Como as radiações apresentam diferenças na ionização, penetração e, consequente dano biológico produzido, introduz-se *fatores de peso associados às grandezas dosimétricas* e, assim, se obtém a *Dose Equivalente.*

Como o conceito de dose equivalente não utiliza somente as grandezas básicas na sua definição pode surgir uma variedade de grandezas limitantes dependendo do propósito de limitação do risco. Assim, definem-se a *Dose equivalente no órgão, Dose equivalente efetiva, Dose equivalente comprometida, Dose efetiva*, etc.

5.1.1.4. Grandezas operacionais

Levando em consideração as *atividades de proteção radiológica*, podem-se definir grandezas radiológicas mais consistentes ou úteis nas práticas, por exemplo, de monitoração de área e monitoração individual. Isto porque *as grandezas limitantes não são mensuráveis ou de fácil estimativ*a. São as chamadas *grandezas operacionais*. Desta maneira, aparecem grandezas muito específicas como: *Equivalente de dose ambiente e Equivalente de dose pessoal.*

5.1.1.5. Fatores de conversão e condições de medição

Nem sempre o modo de operação dos detectores, o material de que são constituídos e os parâmetros que eles medem correspondem às grandezas radiológicas anteriormente mencionadas. Assim, é preciso introduzir *fatores de conversão* que levam em conta as diferenças de interação da radiação com um gás, o ar, um semicondutor, uma emulsão, o tecido humano ou um órgão. Além disso, deve-se observar as condições de medição: se foram realizadas no ar, num fantoma, em campos alinhados ou expandidos, nas condições de temperatura e pressão padronizadas.

Por exemplo, quando se deseja medir o *Equivalente de Dose Pessoal* $H_p(d)$ (ver em 5.5.5), para radiações fortemente penetrantes onde $d = 10$ *mm*, usando um filme dosimétrico, utiliza-se um fator de conversão de kerma no ar e $H_p(10)$ fornecido pela tabela ISO 40-37-3. Estes fatores de conversão foram obtidos, irradiando-se uma câmara de ionização padrão em feixe de ^{60}Co, no ar, no ponto de interesse, e um filme dosimétrico nas mesmas condições de medição. Se o filme foi exposto sobre um fantoma de água, usa-se o fator de conversão de kerma no ar para kerma na água.

A conversão, por exemplo, de uma densidade óptica de uma emulsão em dose equivalente, necessita de curvas de calibração obtidas com irradiações de filmes do mesmo lote, com valores conhecidos de dose absorvida, para cada valor de energia e, para a mesma dose, diferentes energias dos fótons, em feixes padronizados, denominados de *qualidades de feixe*. Assim, com as relações entre os valores das densidades ópticas nas regiões sem e com filtro, dos filmes dosimétricos é possível obter-se o valor da energia efetiva e da dose absorvida. O valor obtido pode sofrer pequenas modificações devidas a fatores de correção, provenientes das dependências energética, angular, direcional, etc. Como o fator de qualidade é igual a um, obtém-se o valor da dose equivalente.

Este mesmo procedimento é utilizado para converter as grandezas básicas *Dose Absorvida, Fluência e Exposição*, que possuem padrões nacionais, para as grandezas operacionais, todas mensuráveis.

5.1.2. *ICRP e ICRU*

Existem instituições internacionais somente para cuidar da definição das grandezas, relações entre elas e suas respectivas unidades.

A *International Commission on Radiological Protection, ICRP*, fundada em 1928, promove o desenvolvimento da proteção radiológica e faz *recomendações voltadas para as grandezas limitantes*.

A *International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU,* fundada em 1925, cuida especialmente *das grandezas básicas e das operacionais.*

5.1.3. A notação diferencial

Na física, as grandezas frequentemente são definidas de um modo macroscópico, como por exemplo, a velocidade *v*, como sendo a relação entre o espaço percorrido *s* e o tempo *t* gasto para isso, ou seja: $v = s/t$, e medida em unidades de $m \cdot s^{-1}$.

Mas, devido à facilidade de realizar cálculos, é muito útil a *definição sob a forma diferencial, por ser mais consistente com equações diferenciais, equações envolvendo integrais e com a caracterização da velocidade num determinado ponto da trajetória*. Assim, a velocidade passa a ser definida na forma: $v = ds/dt$, e tem natureza vetorial.

Em proteção radiológica e dosimetria usa-se o mesmo procedimento. Pelo fato da definição, na forma diferencial, expressar mais exatamente o conceito da grandeza, ser mais abrangente e, matematicamente, mais versátil, quase todas as grandezas radiológicas são expressas desta forma. Lógico que nem todas as grandezas apresentam uma coerência, semelhante às da física. Por exemplo, na definição da dose absorvida, existe uma relação da energia média absorvida, $d\bar{\varepsilon}$, onde um valor infinitesimal médio carece de sentido, embora possa assim ser interpretado.

5.2. PROCEDIMENTO DE DEFINIÇÃO DAS GRANDEZAS RADIOLÓGICAS

5.2.1. Exigências básicas para a definição de uma grandeza

Desde que surgiram as primeiras preocupações com a possibilidade das radiações ionizantes induzirem detrimentos à saúde humana, apareceram os métodos de produção, caracterização e medição da radiação, bem como de definição de grandezas que expressassem com realismo a sua interação com o tecido humano. Obviamente que *o objetivo final era estabelecer a correlação dos valores de tais grandezas, entre si e com os riscos de detrimento.*

Outra questão que interferiu bastante foi o fato dos *detectores de radiação nem sempre expressarem seus valores dentro da definição das grandezas escolhidas*. Por exemplo, como se pode conectar a densidade óptica de um filme dosimétrico com a grandeza dose absorvida de radiação? Como associar uma leitura obtida num ponto no ar por um detector à gás com o efeito biológico que seria produzido num órgão de uma pessoa que ali estivesse postada?

Além dessas questões surgiram aspectos técnicos associados às técnicas de medição e aos detectores utilizados. É que para cada grandeza definida, é preciso definir *padrões* que servirão como valores de referência *para as calibrações*. Dentre as diversas grandezas, algumas seriam melhor utilizadas devido à existência de métodos alternativos, absolutos e relativos, de medição, sustentados por equipamentos de melhor desempenho metrológico.

Uma questão que pode causar dificuldades é o fato de muitas grandezas diferentes, possuírem a mesma unidade. Por exemplo, a Dose Absorvida e o Kerma são medidos em gray (Gy), a Dose Equivalente, Dose Efetiva, Dose Equivalente Comprometida, são avaliadas em sievert (Sv). Isto se deve ao fato das diferenças entre elas serem constituídas por fatores de conversão adimensionais, envolverem estimativas de exposições externas e internas ou avaliarem frações de energia absorvidas ou transferidas.

5.2.2. Concepções estabelecidas pelas ICRP 26 e ICRP 60

As publicações da ICRP nº 26, de 1977, e nº 60 de 1990 foram duas importantes referências no tocante ao estabelecimento de grandezas radiológicas, suas relações e métodos de medição, dentro de uma concepção o mais coerente possível. Na ICRP 60 surgiram novas grandezas, algumas em substituição a grandezas definidas na ICRP 26, que tinham o inconveniente de terem nomes muito parecidos.

Alguns problemas relacionados à determinação de grandezas surgiram da introdução da ICRP 26, que serviu de base à Norma CNEN NE-3.01 - *Diretrizes Básicas de Radioproteção*, de 1988. A grandeza *Dose Equivalent* do ICRP 26 foi traduzida na norma brasileira para *Dose Equivalente*, ao invés de *Equivalente de Dose*, que deveria ser a tradução correta. Por outro lado, a ICRP 60 introduziu o conceito de grandeza denominada *Equivalent Dose*, ainda não adotado em norma brasileira, mas cuja tradução deve ser *Dose Equivalente* o que obrigará a CNEN a alterar a denominação da grandeza anterior ou criar uma tradução diferente para esse novo conceito.

Nota: No texto desta apostila onde se lê Dose Equivalente, entenda-se conceitualmente como Equivalente de Dose. As grandezas radiológicas definidas nos itens 5.3.5, 5.3.6 e 5.3.7 estão associadas ao ICRP 26 (1977) e à antiga versão da Norma CNEN-NE-3.01 (1988). São grandezas antigas mas que ainda aparecem em textos científicos. Por isso, as definimos nesta apostila. As grandezas radiológicas definidas no item 5.6 em diante, estão associadas ao ICRP 60 (1990) e foram adotadas na Norma CNEN-NN-3.01 (2011).

Na Figura 5.1 se representa o procedimento de definição das grandezas radiológicas e sua conexão com o risco de detrimento associado, nas concepções da ICRP 26 e ICRP 60. Nesta figura, são enquadradas também as grandezas radiológicas definidas nas normas NE-3.01 de 1988 e NN.3.01 de 2011 da CNEN, onde,

Q = fator de qualidade da radiação (ICRP 26);
w_R = fator de peso da radiação (ICRP 60);
w_T = fator de peso do tecido ou órgão;
F = coeficiente de risco de detrimento ou fatalidade;
n = número de casos;
Sv = sievert; e
Gy = gray.

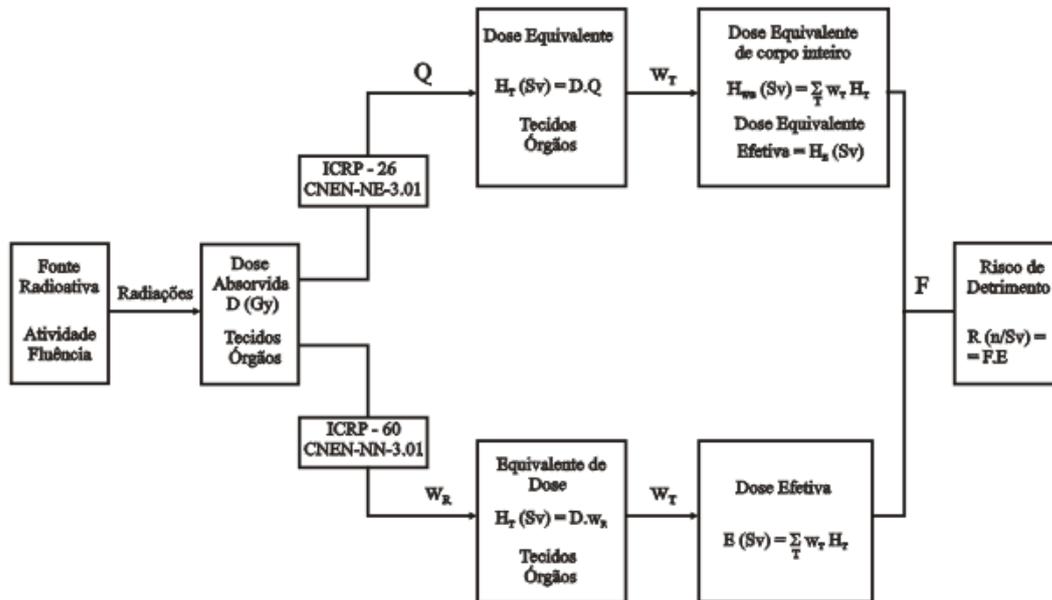



Figura 5.1 - Representação esquemática do procedimento de definição das grandezas e as relações entre elas estabelecidas no ICRP 26 e CNEN-NE-3.01, de 1988), e ICRP 60 e Norma CNEN NN 3.01 de 2011.

5.3. GRANDEZAS RADIOLÓGICAS (*Radiological Quantities*)

5.3.1. Atividade (*Activity*), *A*

A *atividade* de um material radioativo é expressa pelo quociente entre o *número médio de transformações nucleares espontâneas e o intervalo de tempo decorrido.* Matematicamente é dada por:

$$A = \frac{dN}{dt} \qquad (Bq = s^{-1})$$

onde *N* é o número de núcleos radioativos contidos na amostra ou material.

Segundo a definição da ICRU, a *Atividade é o quociente dN/dt, de uma quantidade de núcleos radioativos num estado de energia particular, onde dN é o valor esperado do número de transições nucleares espontâneas deste estado de energia no intervalo de tempo dt.*

Sua unidade, o *becquerel (Bq)*, corresponde a *uma transformação por segundo, ou* s^{-1}. A unidade antiga, *curie (Ci)* é ainda utilizada em algumas situações, e corresponde ao número de transformações nucleares por unidade de tempo de 1 grama de ^{226}Ra, sendo $1\ Ci = 3{,}7 \times 10^{10}\ Bq$.

É bom salientar que, uma transformação por segundo não significa a emissão de uma radiação por segundo, pois, numa transformação nuclear, podem ser emitidas várias radiações de vários tipos e várias energias.

Muitas vezes uma transformação nuclear é confundida com uma *"desintegração nuclear",* devido ao *antigo conceito de radioatividade que imaginava que, quando o núcleo emitia radiações, ele estava se desintegrando, se destruindo.* Hoje se sabe que o núcleo só emite radiações para se auto organizar, aperfeiçoar sua estrutura e dinâmica.

Na prática, devido a hábitos estabelecidos, uma desintegração/segundo é equivalente a uma transformação/segundo e ao becquerel. A razão básica é que o tempo de ocorrência da transformação nuclear é tão curto, de 10^{-9} a 10^{-13} segundos, que não existe ainda detector capaz de discriminar radiações emitidas neste intervalo de tempo, de modo que tudo resulta numa *contagem* ou num pulso. Por outro lado, mesmos que as radiações sejam emitidas em todas as direções e sentidos, é possível conhecer a atividade da fonte comparando-a com uma fonte de referência, de mesma geometria e matriz físico-química.

Para facilitar a compreensão, é muito comum em garrafas de água mineral, a radioatividade ser expressa numa unidade antiga denominada *mache.* Ela corresponde a *12,802 Bq* L^{-1}.

A atividade é medida de forma absoluta em um *sistema de coincidência 4πβ-γ*, onde um dispositivo detecta a radiação beta em coincidência com pelo menos uma radiação gama coletada num outro detector, emitidas pelo mesmo núcleo em transformação (ver 6.10.16).

5.3.2. Fluência (*Fluence*), *Φ*

A fluência, Φ, de partículas é o quociente dN/da, onde dN é o número de partículas incidentes sobre uma esfera de secção de área da, medida em unidades de m^{-2}.

$$\Phi = \frac{dN}{da} \qquad (m^{-2})$$

O número de partículas *N* pode corresponder a partículas emitidas, transferidas ou recebidas. Esta grandeza é muito utilizada na medição de nêutrons.

A fluência, por exemplo, de uma fonte de nêutrons, é medida de modo absoluto utilizando-se um sistema conhecido como *banho de sulfato de manganês*.

5.3.3. Exposição (*Exposure*), *X*

É o quociente entre dQ por dm, onde dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar, quando todos os elétrons (negativos e positivos) liberados pelos fótons no ar, em uma massa dm, são completamente freados no ar, ou seja,

$$X = \frac{dQ}{dm} \qquad (C \cdot kg^{-1})$$

Devido à necessidade de se conhecer perfeitamente a massa do volume de material atingido e de coletar *toda* a carga de mesmo sinal num eletrodo, a medição da *Exposição* só é factível numa câmara de ionização a ar, a *câmara de ar livre* (*free-air*). Isto significa que *esta grandeza só pode ser definida para o ar e para fótons X ou gama.*

As radiações alfa não conseguem penetrar na câmara para ionizar o ar, e as radiações beta não permitem condições de homogeneidade ou equilíbrio eletrônico na coleta dos elétrons. Além do mais, estas radiações representam elétrons adicionais (carga) ou núcleos de hélio que podem capturar elétrons do ar.

A unidade especial *roentgen (R)* está relacionada com a unidade do SI, c*oulomb/quilograma* ($C{\cdot}kg^{-1}$), por:

$$1R = 2{,}58 \cdot 10^{-4} C \cdot kg^{-1}$$

5.3.4. Dose absorvida (*Absorbed dose*), *D*

Outro efeito da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é absorvida totalmente, devido à variedade de modos de interação e à natureza do material. Assim, por exemplo, uma quantidade da energia transferida pode ser captada no processo de excitação dos átomos, ou perdida por radiação de freamento (raios X), cujos fótons podem escapar do material. A fração absorvida da energia transferida corresponde às ionizações dos átomos, quebra de ligações químicas dos compostos e incremento da energia cinética das partículas (correspondente à conversão em calor).

A *relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza Dose absorvida*. Entretanto, para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material*, a Dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse*, ou seja,

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \qquad (J \cdot kg^{-1} = gray = Gy)$$

onde $d\bar{\varepsilon}$ *é a energia média depositada* pela radiação no ponto *P* de interesse, num meio de massa *dm.*

A unidade antiga de dose absorvida, o *rad* (*r*adiation *a*bsorved *d*ose), em relação ao gray, vale,

$$1Gy = 100\,rad$$

A dose absorvida pode ser medida de modo absoluto utilizando-se um calorímetro de grafite.

5.3.5. Dose equivalente (*Dose equivalent*), *H (ICRP* 26)

Esta grandeza, definida no Brasil como *Dose Equivalente*, é uma *tradução equivocada* de *Dose Equivalent* das recomendações da ICRP 26. Esta grandeza, assim denominada, ficou estabelecida nas normas da CNEN-NE-3.01(1988), e no vocabulário dos usuários. A tradução correta seria *Equivalente de dose*, pois o conceito definido foi de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico.

A *Dose Equivalente, H, é obtida multiplicando-se a dose absorvida D pelo Fator de qualidade (Quality factor), Q,* ou seja,

$$H = D \cdot Q \qquad (J \cdot kg^{-1} = sievert = Sv)$$

A unidade antiga da dose equivalente denominava-se *rem* (***r***oentgen ***e***quivalente ***m***en), sendo que 1 Sv = 100 rem.

O fator de qualidade *Q* é adimensional e constitui um fator de peso proveniente da simplificação dos valores da *Efetividade* (ou *Eficácia*) *Biológica Relativa* (*Relative*

Biological Effectiveness) - *RBE* - dos diferentes tipos de radiação, na indução de determinado tipo de efeito biológico.

Na equivalência, as diferenças entre as radiações foram expressas pelos diferentes valores do *LET* (*Linear Energy Transfer*), ou seja, o valor de *Q* foi obtido em função do *LET* (ver Cap. 4 - Efeitos Biológicos da Radiação).

A relação de *Q* em função do poder de freamento de colisão (L_∞) (*Collision stopping power*) na água em (keV.μm^{-1}) no ICRP 26 é dada na Tabela 5.1,

Tabela 5.1 - Valores de Q em função do *poder de freamento de colisão* (L_∞).

L_∞ **na água (keV** μm^{-1}**)**	**Q**
< 3,5	1
7	2
23	5
53	10
> 175	20

A dependência de *Q(L)* com a transferência linear de energia *LET*, ou simplesmente *L*, expressa em keV.μm^{-1}, na água, fornecida pelo ICRP 60, é dada na Tabela 5.2.

Tabela 5.2 - Valores de Q(L) em função do LET, na água.

L **irrestrito na água (keV** μm^{-1}**)**	**Q (L)**
$L < 10$	1
$10 < L \leq 100$	$0{,}32L - 22$
$L > 100$	$300/\sqrt{L}$

Na prática, por simplicidade, utiliza-se o valor médio do Fator de Qualidade *Q*, com valores efetivos conforme a Tabela 5.3. Estes valores não devem ser usados para avaliar os efeitos de exposições acidentais com altas doses e até mesmo experimentos em Radiobiologia.

Tabela 5.3 - Valores do fator de qualidade efetivo (*Effective quality factor*) Q para os diversos tipos de radiação - ICRP 26 (1977), CNEN-NE-3.01 (1988).

TIPO DE RADIAÇÃO	**Q**
Raios X, Radiação γ e elétrons	1
Prótons e partículas com uma (1) unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação α e demais partículas com carga superior a uma (1) unidade de carga	20

5.3.6. Dose equivalente num tecido ou órgão (*Dose equivalent in a tissue or organ*), Dose H_T (ICRP 26) e CNEN- NE-3.01 (1988)

A *Dose Equivalente num órgão ou tecido é a dose absorvida D média em um tecido específico T*, multiplicada pelo fator de qualidade *Q* da radiação *R*, expressa por:

$$H_T = D_T.Q \qquad (J.kg^{-1} = sievert = Sv)$$

onde *Q* é o fator de qualidade da radiação e D_T é a dose absorvida no tecido T.

5.3.7. Dose equivalente efetiva (*Effective dose equivalent*), H_E (ICRP 26)

A *Dose Equivalente Efetiva* H_E, também denominada de *Dose Equivalente de Corpo Inteiro (Whole body dose equivalent)* H_{WB}, é obtida pela relação,

$$H_E = H_{WB} = \sum_T w_T H_T \qquad (J.kg^{-1} = sievert = Sv)$$

onde w_T é o fator de peso do tecido ou órgão (*Tissue weighting fator*) *T* relevante e H_T é a dose equivalente no órgão ou tecido *T*. Os valores de w_T estão associados à radiosensibilidade do órgão à radiação e seus valores estão na Tabela 5.4.

Tabela 5.4 - Valores do fator de peso, w_T, para tecido ou órgão definido na ICRP 26 e ICRP 60.

Órgão ou Tecido	**Fator de peso w_T**	
	ICRP 26	**ICRP 60**
Gônadas	0,25	0,20
Medula óssea (vermelha)	0,12	0,12
Cólon	0,12	0,12
Pulmão	-	0,12
Estômago	0,15	0,12
Bexiga	-	0,05
Mama	-	0,05
Fígado	0,03	0,05
Esôfago	-	0,05
Tireoide	0,03	0,05
Pele	0,30	0,01
Superfície óssea		0,01
Restantes*		0,05
*cérebro, intestino grosso superior, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula, timo, adrenais e músculo		

Esta grandeza não é mensurável. Assim, para as aplicações práticas, a ICRU 39 introduziu grandezas operacionais mensuráveis relacionadas à Dose equivalente efetiva (Effective dose equivalent) H_E*, como Equivalente de Dose Ambiente (Ambient dose equivalent) H*(d), Equivalente de Dose Direcional (Directional dose equivalent) H'(d,Ω) e Equivalente de Dose Pessoal (Personal dose equivalent)* $H_P(d)$*.*

5.3.8. Kerma, *K*

O *kerma* (***k****inectic* ***e****nergy* ***r****eleased per unit of* ***ma****ss*) é definido pela relação,

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad (J \cdot kg^{-1} = gray = Gy)$$

onde dE_{TR} *é a soma de todas as energias cinéticas iniciais de todas as partículas carregadas liberadas por partículas neutras ou fótons, incidentes em um material de massa dm.*

Como o kerma inclui a energia recebida pelas partículas carregadas, normalmente elétrons de ionização, estes podem dissipá-la nas colisões sucessivas com outros elétrons, ou na produção de radiação de freamento (bremsstrahlung), assim,

$$K = K_c + K_r$$

onde, K_c é o *kerma de colisão*, quando a energia é dissipada localmente, por ionizações e/ou excitações, K_r é o *kerma de radiação*, quando a energia é dissipada longe do local, por meio dos raios X.

5.3.9. Dose absorvida comprometida (*Committed absorbed dose*), *D(τ)*

É o valor da integral, no tempo, da taxa de dose absorvida num particular tecido ou órgão, que será recebida por um indivíduo após a incorporação de material radioativo em seu corpo, no tempo, por um período τ após a incorporação.

A incorporação pode ser feita por ingestão, inalação, injeção ou penetração através de ferimentos. O período de contagem τ, normalmente utilizado, é de 50 anos para adultos e de até 70 anos para crianças. A dose absorvida comprometida é expressa por:

$$D(\tau) = \int_{t_0}^{t_0+\tau} \frac{dD(t)}{dt} dt \qquad (J.kg^{-1} = gray = Gy)$$

onde t_o é o instante de incorporação, *dD(t)/dt* é a taxa de dose absorvida e τ é o tempo transcorrido desde a incorporação das substâncias radioativas.

5.3.10. Dose equivalente comprometida num tecido (*Committed equivalent dose in a tissue*), *H*$H_T(\tau)$ - (ICRP 26)

É o valor da integral, no tempo, da taxa dose equivalente de um particular tecido ou órgão, que será recebida por um indivíduo após a incorporação de material radioativo em seu corpo, por um período τ após a incorporação. Ela vale a taxa de dose absorvida comprometida multiplicada pelo fator de qualidade da radiação *Q*. Quando não especificado, o período τ vale 50 anos para adultos e 70 anos para crianças.

$$H_T(\tau) = \int_{to}^{to+\tau} \dot{H}_T\,(t).\,dt$$

onde t_0 é o instante em que ocorre a incorporação, e a unidade é o sievert.

5.3.11. Dose efetiva comprometida (*Committed effective dose*), $H_E(\tau)$ (ICRP 26)

Constitui a dose comprometida para o corpo inteiro incorporada no período τ, ou seja,

$$E(\tau) = \sum_T w_T\, H_T(\tau) \qquad (J.kg^{-1} = sievert = Sv)$$

5.3.12. Dose equivalente coletiva num tecido (*Collective equivalent dose in a tissue*), S_T

É o produto do número de indivíduos de um grupo ou população expostos pela dose média num determinado tecido ou órgão. A unidade é expressa em *pessoa.sievert, (man.Sv)*

5.3.13. Dose efetiva coletiva (*Collective effective dose*), *S*

É a expressão da dose efetiva total de radiação recebida por uma população ou grupo de pessoas, definida como o *produto do número de indivíduos expostos a uma fonte de radiação ionizante pelo valor médio da distribuição de dose efetiva desses indivíduos.*

A dose coletiva é utilizada para avaliar o quanto uma determinada prática com uso de radiação ionizante expõe um grupo específico da população, ou de indivíduos ocupacionalmente expostos, num determinado período ou localidade, por exemplo, Tomografia computadorizada do coração, trabalhadores em centrais nucleares. Ela é expressa em unidades *pessoa.sievert* (*man.Sv*).

5.4. RELAÇÕES ENTRE AS GRANDEZAS

5.4.1. Relação entre kerma (*K*) e dose absorvida (*D*)

A diferença entre kerma e dose absorvida, é que esta depende da energia média absorvida na região de interação (local) e o kerma, depende da energia total transferida ao material.

Isto significa que, do valor transferido, uma parte é dissipada por radiação de freamento, outra sob forma de luz ou raios X característicos, quando da excitação e desexcitação dos átomos que interagiram com os elétrons de ionização.

Para se estabelecer uma relação entre kerma e dose absorvida é preciso que haja *equilíbrio de partículas carregadas ou equilíbrio eletrônico* que ocorre quando:

a. A composição atômica do meio é homogênea;
b. A densidade do meio é homogênea;
c. Existe um campo uniforme de radiação indiretamente ionizante; e
d. Não existem campos elétricos ou magnéticos não homogêneos.

Nestas condições, o kerma de colisão K_c é igual à dose absorvida *D*, ou seja,

$$D = K_c$$

5.4.2. Relação entre kerma de colisão *(K_c)* e fluência (*Φ*)

Quando um feixe monoenergético de fótons de energia *E* interage com um material homogêneo, o coeficiente de absorção de energia em massa (μ_{en}/ρ) apresenta um valor único. Como a fluência *Φ* é a relação entre o número de partículas ou fótons incidentes *dN* sobre uma esfera de secção de área *da*, o produto *dN·E* representa a energia total das partículas incidentes. Isto dividido pela densidade fornece,

$$K_c = \Phi \cdot E \cdot (\mu_{en} / \rho) = \Psi \cdot (\mu_{en} / \rho)$$

onde *Ψ* é a fluência de energia (em $J.m^{-2}$).

5.4.3. Relação entre exposição (*X*) e dose absorvida no ar (D_{ar})

Sob condições de equilíbrio eletrônico a Exposição *X*, medida no ar, se relaciona com a Dose Absorvida *D* no ar, pela expressão,

$$D_{ar} = X \cdot (W / e)_{ar} = 0{,}876 \cdot X$$

onde $(W/e)_{ar}$ é a energia média para formação de um par de íons no ar/carga do elétron = 0,876.

5.4.4. Relação entre dose absorvida no ar (D_{ar}) e em outro material (D_m)

Determinada a Dose no Ar, D_{ar}, pode-se obter a dose em um meio material qualquer, para a mesma exposição, por meio de um fator de conversão. Para a mesma condição de irradiação, a relação entre os valores da dose absorvida no material *m* e no *ar*, pode ser expressa por:

$$\frac{D_m}{D_{ar}} = \frac{(\mu_{en} / \rho)_m}{(\mu_{en} / \rho)_{ar}}$$

onde (μ_{en}/ρ) é o coeficiente de absorção de energia em massa do *ar* ou do material *m*.

Portanto,

$$D_m = D_{ar} \cdot \frac{(\mu_{en} / \rho)_m}{(\mu_{en} / \rho)_{ar}} = 0{,}876 \cdot X \cdot \frac{(\mu_{en} / \rho)_m}{(\mu_{en} / \rho)_{ar}} = f_m \cdot X$$

onde $f_m = 0{,}876 \cdot (\mu_{en}/\rho)_m \,/\, (\mu_{en}/\rho)_{ar}$ é o fator de conversão de exposição no ar em dose absorvida no meio *m*.

O fator f_m depende da energia do fóton e, por isso, na maioria dos casos, utilizam-se valores médios dos coeficientes de absorção de energia em massa (μ_{en}/ρ). Esses valores são tabelados para alguns materiais, sendo que para a água eles variam de 0,881 $rad \cdot R^{-1}$ a 0,964 $rad \cdot R^{-1}$, na faixa de energia de 20 keV a 150 keV, respectivamente. (ver: www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ *Summary, Table 3 e Table 4*.)

Na Figura 5.2 são apresentados os valores de f_m para água/ar e tecido muscular/ar em função da energia do fóton. Para efeito de proteção radiológica, onde se utiliza um procedimento conservativo, este fator pode ser arredondado para um, em muitos casos.

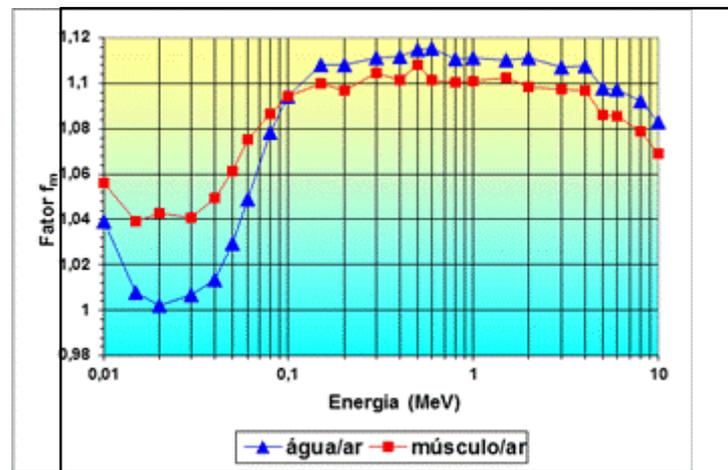



Figura 5.2 - Valores do fator de conversão dose no ar para dose na água e no tecido muscular em função da energia do fóton.

5.4.5. Relação entre taxa de exposição ($\dot{X}$) e atividade da fonte (*A*)

A Taxa de Exposição pode ser associada à atividade gama de uma fonte pela expressão:

$$\dot{X} = \Gamma \cdot \frac{A}{d^2}$$

onde

$\dot{X}$ = taxa de exposição (em *R/h*);
A = atividade da fonte (em *curie*);
d = distância entre fonte e ponto de medição (em *m*); e
Γ = *c*onstante de taxa de exposição em $(R.m^2)/(h.Ci)$.

Esta relação vale para as seguintes condições:

a. A fonte é suficientemente pequena (puntiforme), de modo que a fluência varia com o inverso do quadrado da distância;
b. A atenuação na camada de ar intermediária entre a fonte e o ponto de medição é desprezível ou corrigida pelo fator de atenuação; e
c. Somente fótons provenientes da fonte contribuem para o ponto de medição, ou seja, que não haja espalhamento nos materiais circunvizinhos.

Na Tabela 5.5 são apresentados alguns valores da constante de taxa de exposição Γ, apelidada de *gamão* pelos usuários.

Tabela 5.5 - Valores de Γ para alguns radionuclídeos emissores gama em ($R.m^2$)/(h.Ci). (ver: NCRP Report 49,1976).

Radio nuclídeo	**Γ ($R.m^2$)/(h.Ci)**	**Radio nuclídeo**	**Γ ($R.m^2$)/(h.Ci)**	**Radio nuclídeo**	**Γ ($R.m^2$)/(h.Ci)**
^{124}Sb	0,98	^{137}Cs	0,33	^{57}Co	0,09
^{60}Co	1,32	^{125}I	0,07	^{131}I	0,22
^{54}Mn	0,47	$^{99}Tc^m$	0,12	^{65}Zn	0,27
^{24}Na	1,84	^{226}Ra	0,825	^{22}Na	1,20
^{192}Ir	0,5	^{198}Au	0,232		

A avaliação da quantidade de radiação absorvida por uma pessoa a certa distância de uma fonte radioativa, durante certo período de tempo, pode ser feita utilizando um detector apropriado ou um modelo de cálculo para obter o valor de alguma grandeza radiológica que a expresse.

Nos itens 5.4.3 e 5.4.4 foi visto como obter a *dose absorvida no tecido* em função da *exposição medida no ar*. No item 5.4.5 descreve-se como obter a taxa de exposição no ar a partir da atividade da fonte e da distância entre a pessoa e a fonte.

A expressão usada para o cálculo utiliza a constante de taxa de exposição *Γ*, expressa em ($R.m^2$)/(*Ci.h*). Os valores desta constante variam muito de tabela para tabela, pois sua obtenção depende dos modelos de cálculo, que são continuamente aperfeiçoados.

Os valores mais atualizados da Constante de Taxa de Exposição e do fator de conversão de dose absorvida no ar para dose absorvida no tecido, são dados na Tabela 5.6, baseados no artigo de Smith e Slabin de 2012. (ver: D.S.SMITH, M.G.STABIN, (2012)- Health Physics 102(3)-p.271-291.)

Os valores de Γ_δ são obtidos pela expressão:

$$\Gamma_\delta = \frac{1}{4\pi} \sum_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i .Y_i .E_i$$

onde

Y_i = intensidade relativa da emissão gama pelo nuclídeo *i;*

E_i = energia do fóton do nuclídeo *i;*

$(\mu_{en}/\rho)_i$ = coeficiente de absorção de energia em massa do ar para a energia E_i; *e*

δ = energia de corte= menor valor de energia incluída no cálculo=15 keV.

Tabela 5.6 - Valores da *constante de taxa de exposição*, *Γ*, e o do fator de conversão *f* de *dose absorvida no ar* para *dose absorvida no tecido*.

Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$
Ac-223	0,12	0,956	Al-26	13,4	0,965	At-209	12,7	0,961
Ac-224	1,84	0,955	Al-28	8,37	0,876	At-210	15,2	0,962
Ac-225	0,126	0,952	Al-29	6,93	0,965	At-211	0,214	0,951
Ac-226	1,05	0,957	Am-237	2,87	0,955	At-215	0,00096	0,876
Ac-227	0,0635	0,921	Am-238	5,65	0,956	At-216	0,0133	0,953
Ac-228	5,31	0,958	Am-239	2,53	0,954	At-217	0,00126	0,962
Ac-230	3,08	0,957	Am-240	6,73	0,954	At-220	2,5	0,960
Ac-231	2,7	0,960	Am-241	0,749	0,932	Au-186	8,15	0,962
Ac-232	6,12	0,959	Am-242	0,476	0,937	Au-187	5,44	0,956
Ac-233	2,88	0,965	Am-242m	0,392	0,921	Au-190	11,3	0,960
Ag-99	12,6	0,964	Am-243	0,597	0,944	Au-191	3,28	0,956
Ag-100m	15,3	0,965	Am-244	5,78	0,950	Au-192	9,43	0,959
Ag-101	9,1	0,962	Am-244m	0,263	0,930	Au-193	0,871	0,950
Ag-102m	9,83	0,962	Am-245	0,273	0,953	Au-193m	1,05	0,960
Ag-102	18,3	0,963	Am-246	6,02	0,949	Au-194	5,31	0,958
Ag-103	5,65	0,963	Am-246m	5,6	0,959	Au-195	0,409	0,947
Ag-104	15,8	0,969	Am-247	1,02	0,955	Au-195m	1,07	0,960
Ag-104m	10	0,961	Ar-41	6,58	0,965	Au-196	2,64	0,957
Ag-105	4,38	0,947	Ar-43	7,6	0,965	Au-196m	1,21	0,955
Ag-105m	0,00904	0l942	Ar-44	9,29	0,965	Au-198	2,3	0,965
Ag-106	4,54	0,958	As-68	19,5	0,965	Au-198m	2,71	0,959
Ag-106m	16,6	0,958	As-69	6,42	0,965	Au-199	0,471	0,959
Ag-108	0,138	0,949	As-70	22,5	0,965	Au-200	1,45	0,965
Ag-108m	10,4	0,56	As-71	3,13	0,965	Au-200m	11,1	0,964
Ag-109m	0,644	0,920	As-72	9,9	0,965	Au-20'	0,195	0,960
Ag-110	0,175	0,963	As-73	0,0403	0,876	Au-202	0,93	0,965
Ag-110m	15	0,965	As-74	4,33	0,965	Ba-124	3,66	0,947
Ag-111	0,15	0,964	As-76	2,3	0,965	Ba-126	3,68	0,946
Ag-111m	0,361	0,923	As-77	0,0452	0,964	Ba-127	4,38	0,953
Ag-112	3,59	0,965	As-78	6,83	0,965	Ba-128	0,868	0,929
Ag-113m	1,32	0,960	As-79	0,19	0,965	Ba-129	2,26	0,943
Ag-113	0,404	0,964	At-204	13,2	0,963	Ba-129m	9,06	0,954
Ag-114	1,35	0,965	At-205	6,24	0,960	Ba-131	3,29	0,946
Ag-115	2,43	0,965	At-206	13,8	0,963	Ba-131m	0,659	0,942
Ag-116	10,3	0,964	At-207	10,6	0,961	Ba-133	3,04	0,943
Ag-117	6,18	0,962	At-208	16,4	0,962	Ba-133m	0,707	0,932
Ba-135m	0,663	0,931	Cd-119	8,1	0,964	Cs-124	6,59	0,964
Ba-137m	3,43	0,962	Cd-119m	11,5	0,964	Cs-125	4,61	0,953
Ba-139	0,254	0,957	Ce-130	3,26	0,945	Cs-126	6,64	0,963
Ba-140	1,14	0,953	Ce-131	9,25	0,957	Cs-127	3,01	0,945
Ba-141	4,99	0,963	Ce-132	1,91	0,947	Cs-128	5,24	0,960
Ba-142	5,75	0,959	Ce-133	3,72	0,944	Cs-129	2,38	0,937
Be-7	0,286	0.876	Ce-133m	9,78	0,951	Cs-130m	0,963	0,932
Bi-197	9,07	0,961	Ce-144	0,579	0,923	Cs-130	3,18	0,952
Bi-200	13,4	0,962	Ce-135	5,08	0,951	Cs-131	0,679	0,921
Bi-201	8,92	0,960	Ce-137	0,645	0,923	Cs-132	4,6	0,947
Bi-202	15	0,962	Ce-137m	0,59	0,930	Cs-134	8,76	0,965
Bi-203	12,1	0,961	Ce-139	1,27	0,943	Cs-134m	0,338	0,933
Bi-204	15,6	0,962	Ce-141	0,453	0,953	Cs-135m	8,91	0,965
Bi-205	8,58	0,960	Ce-143	1,85	0,944	Cs-136	11,6	0,963
Bi-206	17,6	0,962	Ce-144	0,135	0,945	Cs-137	3,43	0,962
Bi-207	8,33	0,961	Ce-145	4,94	0,946	Cs-138m	2,44	0,946
Bi-208	11,1	0,959	Cf-244	0,137	0,921	Cs-138	11,7	0,965
Bi-210m	1,43	0,963	Cf-246	0,0947	0,921	Cs-139	1,44	0,965
Bi-211	0,265	0,962	Cf-247	2,96	0,938	Cs-140	8,45	0,965
Bi-212	0,556	0,961	Cf-248	0,114	0,921	Cu-57	6,48	0,965
Bi-213	0,728	0,963	Cf-249	2,14	0,959	Cu-59	8,1	0,965
Bi-214	7,48	0,965	Cf-250	0,129	0,929	Cu-60	19,8	0,965
Bi-215	1,39	0,962	Cf-251	1,22	0,921	Cu-61	4,68	0,965
Bi-216	4,23	0,965	Cf-252	2,31	0,960	Cu-62	5,78	0,965
Bk-245	2	0,953	Cf-253	0,522	0,921	Cu-64	1,05	0,965
Bk-246	5,66	0,953	Cf-254	82,3	0,963	Cu-66	0,525	0,965
Bk-247	0,969	0,956	Cl-34	5,87	0,876	Cu-67	0,574	0,962
Bk-248m	0,723	0,944	Cl-34m	10	0,965	Cu-69	2,86	0,965

Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$
Bk-250	5,39	0,957	Cl-36	0,000816	0,976	Dy-148	4,22	0,950
Bk-251	1,78	0,944	Cl-38	6,6	0,965	Dy-149	8,63	0,951
Br-72	15,9	0,965	Cl-39	7,37	0,965	Dy-150	1,69	0,949
Br-73	8,12	0,912	Cl-40	17,7	0,964	Dy-151	7,5	0,953
Br-74	21,2	0,964	Cm-238	0,87	0,951	Dy-152	1,71	0,949
Br-74m	20,7	0,965	Cm-239	1,93	0,956	Dy-153	5	0,945
Br-75	6,77	0,965	Cm-240	0,179	0,921	Dy-155	3,74	0,949
Br-76	14	0,965	Cm-241	3,93	0,953	Dy-157	2,11	0,948
Br-76m	0,297	0,930	Cm-242	0,161	0,921	Dy-159	0,443	0,929
Br-77	1,76	0,965	Cm-243	1,36	0,951	Dy-165m	0,115	0,941
Br-77m	0,0665	0,976	Cm-244	0,138	0,921	Dy-165	0,158	0,944
Br-78	5,93	0,965	Cm-245	1,23	0,950	Dy-166	0,315	0,936
Br-80	0,431	0,965	Cm-246	0,118	0,922	Dy-167	3,03	0,959
Br-80m	0,257	0,923	Cm-247	1,81	0,964	Dy-168	2,27	0,955
Br-82m	0,0152	0,949	Cm-248	6,51	0,962	Er-154	0,914	0,930
Br-82	14,4	0,965	Cm-249	0,117	0,921	Er-156	0,647	0,930
Br-83	0,0393	0,965	Cm-250	6,5	0,963	Er-159	5,31	0,952
Br-84m	14,5	0,965	Cm-251	0,797	0,956	Er-161	5,52	0,950
Br-84	8,07	0,964	Co-54m	21	0,965	Er-163	0,336	0,931
Br-85	0,355	0,965	Co-55	11	0,965	Er-165	0,319	0,931
C-10	9,94	0,965	Co-56	17,9	0,965	Er-167m	0,526	0,955
C-11	5,86	0,976	Co-57	0,563	0,961	Er-171	2,08	0,956
Ca-47	5,43	0,965	Co-58	5,44	0,965	Er-172	3	0,952
Ca-49	12,4	0,961	Co-58m	0,000636	0,876	Er-173	4,52	0,957
Cd-101	13,6	0,959	Co-60	12,9	0,965	Es-249	3,75	0,951
Cd-102	5,84	0,951	Co-60m	0,0237	0,942	Es-250	13,1	0,944
Cd-103	11,5	0,954	Co-61	0,0237	0,942	Es-250m	4,42	0,949
Cd-104	3,07	0,937	Co-62	7,94	0,965	Es-251	2,51	0,941
Cd-105	7,57	0,952	Co-62m	13,6	0,965	Es-253	0,0686	0,922
Cd-107	2.03	0,922	Cr-48	2,32	0,963	Es-254	2,28	0,921
Cd-109	1,89	0,922	Cr-49	5,95	0,962	Es-254m	3,45	0,951
Cd-111m	2,15	0,954	Cr-51	0,178	0,876	Es-256	0,333	0,921
Cd-113m	0,00109	0,936	Cr-55	0,00278	0,876	Eu-142	6,71	0,964
Cd-115	1,16	0,961	Cr-56	1.02	0,943	Eu-142m	19,1	0,964
Cd-115m	0,175	0,965	Cs-121	6,76	0,962	Eu-143	6,21	0,961
Cd-117	5,68	0,963	Cs-121m	6,76	0,962	Eu-144	6,11	0,963
Cd-117m	10,1	0,965	Cs-123	6,47	0,957	Eu-145	6,11	0,963
Eu-146	13,1	0,957	Ge-78	1,53	0,965	I-130	12,1	0,965
Eu-147	2,84	0,944	Hf-167	3,53	0,957	I-131	2,2	0,963
Eu-148	12,6	0,958	Hf-169	3,71	0,954	I-132	12,5	0,965
Eu-149	0,626	0,930	Hf-170	2,49	0,950	I-132m	2,28	0,949
Eu-150	8,92	0,957	Hf-172	0,943	0,938	I-133	3,47	0,965
Eu-150m	0,296	0,947	Hf-173	2,14	0,952	I-134m	2,31	0,943
Eu-152	6,44	0,952	Hf-175	2,04	0,950	I-134	14,1	0,965
Eu-152m	1,68	0,949	Hf-177m	12,6	0,959	I-135	8,04	0,965
Eu-152n	0,44	0,948	Hf-178m	12,5	0,961	In-103	14,5	0,964
Eu-154	6,69	0,959	Hf-179m	5,12	0,957	In-105	10,8	0,961
Eu-154m	0,524	0,940	Hf-180m	5,54	0,959	In-106	20	0,964
Eu-155	0,351	0,947	Hf-181	2,98	0,960	In-106m	14,7	0,964
Eu-156	6,21	0,961	Hf-182	1,3	0,961	In-107	8,67	0,957
Eu-157	1,8	0,944	Hf-182m	5,08	0,956	In-108	22	0,961
Eu-158	6,87	0,959	Hf-183	4,32	0,957	In-108m	13,9	0,960
Eu-159	1,9	0,940	Hf-184	1,29	0,954	In-109	4,62	0,949
F-17	5,86	0,965	Hg-190	0,985	0,954	In-109m	3,53	0,963
F-18	5,68	0,876	Hg-191m	7,97	0,960	In-110	18,3	0,958
Fe-52	4,12	0,965	Hg-192	1,44	0,954	In-110m	9,08	0,961
Fe-53	4,12	0,965	Hg-193	4,35	0,956	In-111	3,46	0,951
Fe-53m	16	0,965	Hg-193m	5,46	0,958	In-111m	2,83	0,961
Fe-59	6,2	0,965	Hg-195	1,05	0,950	In-112	1,93	0,950
Fe-61	7,18	0,965	Hg-195m	1,08	0,955	In-112m	1,02	0,29
Fe-62	7,18	0,965	Hg-197	0,349	0,947	In-113m	1,85	0,953
Fm-251	2,05	0,946	Hg-197m	0,461	0,955	In-114	0,0175	0,937
Fm-252	0,187	0,921	Hg-199m	0,926	0,956	In-114m	0,977	0,937
Fm-253	2,25	0,935	Hg-203	1,3	0,963	In-115m	1,42	0,946
Fm-254	0,218	0,924	Hg-205	0,026	0,961	In-116m	12,6	0,965
Fm-255	1,99	0,921	Hg-206	0,672	0,961	In-117	4,01	0,962
Fm-256	60,9	0,963	Hg-207	13,3	0,964	In-117m	0,793	0,948
Fm-257	2,51	0,943	Ho-150	10,7	0,964	In-118m	14,7	0,965

Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$
Fr-212	6,06	0,961	Ho-153	5,83	0,957	In-118	0,404	0,965
Fr-219	0,0198	0,963	Ho-153m	6,08	0,057	In-119	4,57	0,959
Fr-220	0,0719	0,951	Ho-154m	13,8	0,962	In-119m	0,473	0,942
Fr-221	0,158	0,962	Ho-154	10,4	0,962	In-121	5,09	0,965
Fr-222	1,51	0,956	Ho-155	3,48	0,949	In-121m	0,839	0,930
Fr-223	0,788	0,937	Ho-156	11,2	0,958	Ir-180	8,92	0,962
Fr-224	3,16	0,960	Ho-157	3,45	0,946	Ir-182	7,77	0,961
Fr-227	2,86	0,956	Ho-159	2,32	0,945	Ir-183	6,11	0,955
Ga-64	16,7	0,965	Ho-160	9,52	0,954	Ir-184	10,4	0,960
Ga-65	6,53	0,963	Ho-161	0,837	0,929	Ir-185	4,28	0,952
Ga-66	11,6	0,965	Ho-162	1,03	0,936	Ir-186	8,73	0,959
Ga-67	0,803	0,961	Ho-162m	3,14	0,946	Ir-186m	6,52	0,958
Ga-68	5,43	0,965	Ho-164	0,252	0,931	Ir-187	1,82	0,950
Ga-70	0,0388	0,965	Ho-164m	0,406	0,930	Ir-188	10,1	0,958
Ga-72	13,4	0,965	Ho-166	0,16	0,942	Ir-189	0,414	0,945
Ga-73	1,94	0,962	Ho-166m	9,05	0,961	Ir-190	8,3	0,960
Ga-74	15,1	0,965	Ho-167	2,08	0,959	Ir-190n	0,312	0,943
Gd-142	5,83	0,958	Ho-168	4,84	0,961	Ir-191m	0,364	0,950
Gd-143m	11,7	0,958	Ho-168m	0,0531	0,931	Ir-192	4,5	0,964
Gd-144	4,87	0,955	Ho-170	9,28	0,959	Ir-192m	0,000127	0,876
Gd-145m	3,91	0,960	I-118m	21,1	0,964	Ir-192n	0,00305	0,946
Gd-145	11,7	0,956	I-118	11,2	0,964	Ir-193m	0,00156	0,944
Gd-146	1,73	0,941	I-119	5,56	0,958	Ir-194	0,493	0,964
Gd-147	7,92	0,954	I-120	13,7	0,962	Ir-194m	13,3	0,965
Gd-149	3,18	0,948	I-120m	19,4	0,963	Ir-195	0,296	0,948
Gd-151	0,639	0,932	I-121	2,94	0,948	Ir-195m	2,09	0,958
Gd-153	0,847	0,936	I-122	5,65	0,962	Ir-196	1,28	0,964
Gd-159	0,342	0,942	I-123	1,78	0,942	Ir-196m	14	0,964
Gd-162	2,4	0,963	I-124	6,59	0,953	K-38	15,5	0,965
Ge-66	3,87	0,958	I-125	1,75	0,921	K-40	0,779	0,965
Ge-67	7,84	0,965	I-126	2,88	0,950	K-42	1,37	0,965
Ge-69	5,15	0,965	I-128	0,44	0,953	K-43	5,48	0,965
Ge-75	0,192	0,965	I-129	0,692	0,922	K-44	11,2	0,965
Ge-77	5,82	0,965	I-130m	0,766	0,943	K-45	8,68	0,965
K-46	12,8	0,964	Mo-93	2,06	0,921	Os-183	3,46	0,953
Kr-74	5,94	0,963	Mo-93m	12,7	0,962	Os-183m	5,35	0,955
Kr-75	7,15	0,964	Mo-99	0,917	0,959	Os-185	3,9	0,955
Kr-76	2,38	0,960	N-13	5,86	0,876	Os-190m	8,97	0,964
Kr-77	5,78	0,964	N-16	14,2	0,949	Os-191	0,404	0,950
Kr-79	1,4	0,965	Na-22	11,8	0,965	Os-191m	0,0311	0,943
Kr-81	0,0045	0,876	Na-24	18,2	0,964	Os-193	0,364	0,955
Kr-81m	0,658	-,876	Nb-87	8,39	0,960	Os-194	0,027	0,927
Kr-83m	0,00413	0,876	Nb-88m	22,4	0,965	Os-196	0,441	0,956
Kr-85	0,0128	0,976	Nb-88	24,6	0,962	P-30	5,87	0,965
Kr-85m	0,79	0,964	Nb-89	7,65	0,962	Pa-227	0,533	0,940
Kr-87	3,81	0,965	Nb-89m	7,,93	0,963	Pa-228	8,94	0,955
Kr-88	8,97	0,964	Nb-90	21,9	0,960	Pa-229	0,953	0,948
Kr-89	9,25	0,965	Nb-91	2,26	0,921	Pa-230	4,67	0,954
La-128	15,7	0,964	Nb-91m	1,87	0,923	Pa-231	1,24	0,951
La-129	5,48	0,957	Nb-92	10,5	0,955	Pa-232	5,96	0,957
La-130	12,3	0,932	Nb-92m	7,48	0,948	Pa-233	1,98	0,953
La-131	4,19	0,950	Nb-93m	0,368	0,921	Pa-234	9,44	0,956
La-132	10,7	0,959	Nb-94m	1,42	0,921	Pa-234m	0,0816	0,958
La-132m	4,01	0,953	Nb-95	4,29	0,965	Pa-236	5,24	0,958
La-133	1,33	0,933	Nb-95m	1,71	0,938	Pa-237	3,42	0,965
La-134	4,26	0,958	Nb-96	13,6	0,965	Pb-194	5,66	0,958
La-135	0,672	0,923	Nb-97	3,77	0,965	Pb-195m	9,16	0,961
La-136	2,63	0,948	Nb-98m	15,1	0,965	Pb-196	2,68	0,957
La-137	0,593	0,922	Nb-99	2,01	0,952	Pb-197	7,91	0,960
La-138	6,55	0,953	Nb-99m	3,69	0,960	Pb-197m	6,43	0,960
La-140	11,7	0,965	Nd-134	3,32	0,951	Pb-198	2,36	0,957
La-141	0,13	0,965	Nd-135	7,43	0,955	Pb-199	5,4	0,959
La-142	10,9	0,964	Nd-136	2,05	0,938	Pb-200	1,04	0,954
La-143	1,31	0,965	Nd-137	6,83	0,950	Pb-201	4,12	0,959
Lu-165	5,98	0,953	Nd-138	0,597	0,926	Pb-201m	2,07	0,960
Lu-167	8,74	0,952	Nd-139	2,76	0,947	Pb-202m	11,1	0,964
Lu-169	6,91	0,951	Nd-139m	9,06	0,951	Pb-203	1,68	0,957
Lu-170	12,2	0,954	Nd-140	0,504	0,923	Pb-204m	11,4	0,965

Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$
Lu-171m	0,00184	0,940	Nd-141	0,765	0,927	Pb-210	0,0923	0,926
Lu-171	4,03	0,945	Nd-141m	3,92	0,963	Pb-211	0,36	0,964
Lu-172	10,5	0,955	Nd-147	0,931	0,943	Pb-212	0,792	0,958
Lu-173	1,11	0,941	Nd-149	2,12	0,956	Pb-214	1,43	0,961
Lu-174	0,673	0,937	Nd-151	4,57	0,959	Pd-96	8,98	0,957
Lu-174m	0,395	0,936	Nd-152	1,1	0,957	Pd-97	12,9	0,962
Lu-176	2,61	0,960	Ne-19	5,86	0,965	Pd-98	3,9	0,945
Lu-176m	0,073	0,946	Ne-24	3,09	0,965	Pd-99	7,69	0,958
Lu-177	0,181	0,957	Ni-56	9,35	0,965	Pd-100	3,07	0,935
Lu-177m	5,47	0,957	Ni-57	9,93	0,965	Pd-101	4.38	0,935
Lu-178	0,635	0,955	Ni-65	2,83	0,965	Pd-103	1,41	0,921
Lu-178m	5,8	0,959	Np-232	7,75	0,957	Pd-109m	1,05	0,950
Lu-179	0,155	0,962	Np-233	1	0,951	Pd-109	0,649	0,924
Lu-180	7,95	0,962	Np-234	6,4	0,955	Pd-111	0,263	0,959
Lu-181	3,22	0,957	Np-235	0,538	0,922	Pd-112	0,718	0,876
Mg-27	4,89	0,965	Np-236	2,95	0,944	Pd-114	0,152	0,960
Mg-28	7,64	0,951	Np-236m	0,628	0,949	Pm-136	15,4	0,964
Mn-50m	24,8	0,965	Np-237	1,2	0,932	Pm-137m	10,2	0,958
Mn-51	5,73	0,965	Np-238	3,67	0,954	Pm-139	5,4	0,958
Mn-52	18,4	0,965	Np-239	1,72	0,952	Pm-140m	16,9	0,963
Mn-52m	12,8	0,965	Np-240	7,19	0,954	Pm-140	6,01	0,964
Mn-54	4,63	0,876	Np-240m	2,22	0,953	Pm-141	4,22	0,955
Mn-56	8,54	0,965	Np-241	0,409	0,951	Pm-142	4,93	0,961
Mn-57	0,51	0,963	Np-242	1,44	0,960	Pm-143	2,08	0,938
Mn-58m	12,4	0,965	Np-242m	6,49	0,952	Pm-144	9,2	0,955
Mo-101	7,74	0,964	O-14	15,9	0,965	Pm-145	0,476	0,925
Mo-102	0,107	0,962	O-15	5,86	0,876	Pm-146	4,46	0,953
Mo-89	6,92	0,965	O-19	4,76	0,965	Pm-148	3,01	0,965
Mo-90	7,23	0,952	Os-180	0,929	0,942	Pm-148m	11,3	0,964
Mo-91m	7,65	0,964	Os-181	7,29	0,956	Pm-149	0,0659	0,962
Mo-91	5,72	0,965	Os-182	2,4	0,954	Pm-150	7,68	0,965
Pm-151	1,9	0,955	Ra-227	1,77	0,944	Rn-211	10,1	0,962
Pm-152m	8,07	0,960	Ra-228	0,487	0,921	Rn-212	0,00191	0,876
Pm-152	1,53	0,957	Ra-230	0,638	0,952	Rn-218	0,00432	0,876
Pm-153	0,527	0,946	Rb-77	8,63	0,962	Rn-219	0,327	0,964
Pm-154	8,82	0,958	Rb-78m	16,9	0,965	Rn-220	0,00359	0,876
Pm-154m	9,34	0,958	Rb-78	18,9	0,965	Rn-222	0,00223	0,876
Po-203	8,73	0,960	Rb-79	8,09	0,965	Rn-223	1,96	0,960
Po-204	6,49	0,957	Rb-80	6,82	0,965	Ru-92	14,4	0,954
Po-205	8,49	0,960	Rb-81	2,86	0,965	Ru-94	4,65	0,947
Po-206	6,69	0,959	Rb-81m	0,148	0,954	Ru-95	8,2	0,955
Po-207	7,01	0,960	Rb-82	6,33	0,965	Ru-97	3,07	0,946
Po-209	0,0322	0,960	Rb-82m	16	0,965	Ru-103	2,87	0,965
Po-211	0,0455	0,965	Rb-83	2,78	0,965	Ru-105	4,44	0,961
Po-212m	0,349	0,964	Rb-84	5,02	0,965	Ru-107	1,88	0,964
Po-214	0,000462	0,876	Rb-84m	2,11	0,965	Ru-108	0,443	0,956
Po-215	0,00101	0,876	Rb-86m	3,13	0,876	S-37	11,6	0,962
Pr-134	17,5	0,963	Rb-86	0,495	0,876	S-38	7,76	0,965
Pr-134m	12,4	0,963	Rb-88	3.02	0,965	Sb-111	8,64	0,962
Pr-135	5,26	0,952	Rb-89	11,1	0,965	Sb-113	7,59	0,961
Pr-136	11,7	0,961	Rb-90	8,3	0,962	Sb-114	14,4	0,963
Pr-137	2,36	0,945	Rb-90m	14,9	0,964	Sb-115	5,74	0,955
Pr-138	4,76	0,961	Re-178	8,38	0,958	Sb-116	12,3	0,959
Pr-138m	14	0,958	Re-179	5,78	0,957	Sb-116m	17,8	0,956
Pr-139	1,08	0,931	Re-180	6,56	0,956	Sb-117	2,05	0,943
Pr-140	3,32	0,954	Re-181	4,46	0,954	Sb-118	4,85	0,860
Pr-142	0,283	0,965	Re-182	9,43	0,955	Sb-118m	15,6	0,950
Pr-144	0,14	0,965	Re-182m	6,36	0,952	Sb-119	1,36	0,921
Pr-144m	0,206	0,924	Re-183	0,847	0,945	Sb-120	3,17	0,950
Pr-145	0,0994	0,953	Re-184	4,91	0,954	Sb-120m	14,3	0,954
Pr-146	5,18	0,965	Re-184m	2,06	0,953	Sb-122m	1,29	0,932
Pr-147	3,02	0,943	Re-186	0,103	0,952	Sb-122	2,57	0,964
Pr-148	5,13	0,964	Re-186m	0,0997	0,937	Sb-124	9,57	0,965
Pr-148m	5,21	0,964	Re-188	0,316	0,960	Sb-124m	2,51	0,965
Pt-184	3,93	0,954	Re-188m	0,359	0,945	Sb-125	3,03	0,948
Pt-186	3,82	0,955	Re-189	0,294	0,960	Sb-126	15,6	0,965
Pt-188	1,08	0,951	Re-190	7,45	0,964	Sb-126m	8,79	0,965
Pt-189	2,64	0,952	Re-190m	5,17	0,961	Sb-127	3,96	0,963

Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$
Pt-191	1,61	0,950	Rh-94	19,7	0,965	Sb-128	17,4	0,965
Pt-193m	0,0535	0,945	Rh-95	13,8	0,963	Sb-128m	10,7	0,965
Pt-195m	0,374	0,947	Rh-95m	4,68	0,962	Sb-129	7,81	0,965
Pt-197	0,115	0,952	Rh-96	21,9	0,964	Sb-130m	14,8	0,964
Pt-197m	0,432	0,949	Rh-96m	7,37	0,958	Sb-130	18	0,964
Pt-199	1,12	0,963	Rh-97	8,6	0,960	Sb-131	10,8	0,965
Pt-200	0,302	0,951	Rh-97m	11,9	0,956	Sb-133	13,6	0,965
Pu-232	0,712	0,951	Rh-98	10,3	0,964	Sc-42m	22,2	0,965
Pu-234	0,84	0,950	Rh-99	5,31	0,945	Sc-43	5,65	0,965
Pu-235	1,22	0,948	Rh-99m	5,08	0,950	Sc-44	11,7	0,965
Pu-236	0,209	0,921	Rh-100m	2,04	0,925	Sc-44m	1,49	0,965
Pu-237	0,891	0,945	Rh-100	15,1	0,956	Sc-46	10,8	0,965
Pu-238	0,192	0,921	Rh-101	3,21	0,949	Sc-47	0,534	0,876
Pu-239	0,079	0,921	Rh-101m	3,13	0,945	Sc-48	17,7	0,965
Pu-240	0,181	0,921	Rh-102	3,83	0,951	Sc-49	0,00494	0,965
Pu-242	0,155	0,921	Rh-102m	13,6	0,957	Sc-50	16,5	0,965
Pu-243	0,292	0,946	Rh-103m	0,15	0,921	Se-70	4,11	0,958
P-244	0,22	0,935	Rh-104	0,0755	0,960	Se-71	8,88	0,965
Pu-245	2,42	0,960	Rh-104m	1,56	0,927	Se-72	0,265	0,876
Pu-246	1,36	0,947	Rh-105	0,44	0,964	Se-73	6,2	0,960
Ra-219	0,95	0,962	Rh-106	1,15	0,965	Se-73m	1,49	0,964
Ra-220	0,0267	0,965	Rh-106m	15,5	0,965	Se-75	2,03	0,963
Ra-221	0,246	0,956	Rh-107	1,78	0,964	Se-77m	0,425	0,876
Ra-222	0,0509	0,965	Rh-108	1,82	0,965	Se-79m	0,0411	0,876
Ra-223	0,77	0,958	Rh-109	1,84	0,960	Se-81	0,0444	0,961
Ra-224	0,0557	0,963	Rn-207	5,52	0,962	Se-81m	0,0621	0,959
Ra-225	0,415	0,924	Rn-209	6,42	0,961	Se-83m	5,1	0,965
Ra-226	0,0394	0,962	Rn-210	0,341	0,960	Se-83	5,1	0,965
Se-84	2,4	0,965	Tb-146	18,4	0,963	Te-131	2,36	0,960
Si-31	0,00456	0,876	Tb-147m	9,75	0,956	Te-131m	8,1	0,960
Sm-139	8,18	0,961	Tb-147	11,7	0,957	Te-132	1,93	0,944
Sm-140	3,32	0,948	Tb-148m	17,7	0,961	Te-133	6,29	0,964
Sm-141	7,82	0,959	Tb-148	12,5	0,961	Te-133m	10,2	0,961
Sm-141m	10,7	0,958	Tb-149m	7,84	0,956	Te-134	5,13	0,958
Sm-142	0,875	0,932	Tb-149	7,27	0,955	Th-223	0,81	0,951
Sm-143	3,15	0,953	Tb-150m	14,5	0,960	Th-124	0,174	0,958
Sm-143m	3,86	0,962	Tb-150	12,2	0,957	Th-226	0,181	0,944
Sm-145	0,837	0,926	Tb-151	5,71	0,951	Th-227	1,58	0,947
Sm-151	0,000614	0,876	Tb-151m	0,534	0,940	Th-228	0,192	0,930
Sm-153	0,481	0,938	Tb-152m	4,44	0,952	Th-229	1,63	0,945
Sm-155	0,541	0,953	Tb-152	7,84	0,955	Th-230	0,157	0,923
Sm-156	0,673	0,953	Tb-153	2,02	0,944	Th-231	1,39	0,927
Sm-157	2,26	0,958	Tb-154	11,1	0,952	Th-232	0,143	0,922
Sn-106	7,81	0,953	Tb-155	1,17	0,942	Th-233	0,362	0,945
Sn-108	5,05	0,951	Tb-156	10,5	0,954	Th-234	0,206	0,941
Sn-109	12,1	0,953	Tb-156m	0,297	0,876	Th-235	0,31	0,963
Sn-110	2,7	0,946	Tb-156n	0,0309	0,933	Th-236	0,29	0,953
Sn-111	3,44	0,947	Tb-157	0,0499	0,927	Ti-44	0,698	0,948
Sn-113	1,21	0,922	Tb-158	4,56	0,947	Ti-45	5	0,965
Sn-113m	0,759	0,921	Tb-160	6,09	0,960	Ti-51	2,06	0,965
Sn-117m	1,69	0,945	Tb-161	0,571	0,930	Ti-52	1,16	0,955
Sn-119m	0,898	0,921	Tb-162	6,1	0,962	Tl-190	7,29	0,963
Sn-121m	0,219	0,921	Tb-163	4,5	0,963	Tl-190m	13,8	0,963
Sn-123	0,0364	0,965	Tb-164	13	0,962	Tl-194m	14,1	0,962
Sn-123m	0,823	0,959	Tb-165	4,3	0,963	Tl-195	6,16	0,957
Sn-125m	1,95	0,964	Tc-91	12,,6	0,964	Tl-196	9,59	0,961
Sn-125	1,76	0,965	Tc-91m	8,13	0,965	Tl-197	2,42	0,954
Sn-126	0,753	0,940	Tc-92	20,8	0,963	Tl-198	10,1	0,960
Sn-127m	3,18	0,965	Tc-93	9,63	0,951	Tl-198m	6,84	0,961
Sn-127	9,99	0,964	Tc-93m	5,15	0,955	Tl-199	1,33	0,954
Sn-128	5,15	0,940	Tc-74	16,5	0,959	Tl-200	7	0,960
Sn-129	5,51	0,965	Tc-94m	11,1	0,962	Tl-201	0,45	0,957
Sn-130	5,81	0,954	Tc-95	6,35	0,948	Tl-202	2,61	0,957
Sn-130m	5,16	0,953	Tc-95m	5,71	0,951	Tl-204	0,0059	0,948
Sr-79	6,8	0,961	Tc-96	15,8	0,957	Tl-206m	13,4	0,964
Sr-80	2,47	0,965	Tc-96m	1,13	0,926	Tl-206	0,000231	0,949
Sr-81	7,78	0,965	Tc-97	1,88	0,921	Tl-207	0,0128	0,876
Sr-82	0,0298	0,921	Tc-97m	1,3	0,921	Tl-208	15,2	0,964

Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$	Nuclídeo	Γ $\left(\frac{R.cm^2}{mCi.h}\right)$	f $\left(\frac{cGy}{R}\right)$
Sr-83	4,54	0,964	Tc-98	7,99	0,965	Tl-209	10,8	0,963
Sr-85	2,86	0,965	Tc-99m	0,795	0,959	Tl-210	14,2	0,965
Sr-85m	1,15	0,964	Tc-101	1,91	0,964	Tm-161	6,88	0,946
Sr-87m	1,87	0,964	Tc-102m	12,6	0,965	Tm-162	9,65	0,956
Sr-91	3,86	0,965	Tc-102	0,438	0,965	Tm-163	7	0,948
Sr-92	6,77	0,965	Tc-104	11,1	0,965	Tm-164	4,25	0,954
Sr-93	11,9	0,965	Tc-105	4,57	0,959	Tm-165	3,24	0,948
Sr-94	7,16	0,965	Te-113	11,9	0,964	Tm-166	10,1	0,954
Ta-170	5,98	0,960	Te-114	7,8	0,948	Tm-167	0,903	0,942
Ta-172	9,04	0,958	Te-115	12,3	0,962	Tm-168	6,98	0,955
Ta-173	3,13	0,948	Te-115m	14,1	0,961	Tm-170	0,0224	0,943
Ta-174	5,15	0,956	Te-116	1,98	0,931	Tm-171	0,00403	0,936
Ta-175	5,78	0,951	Te-117	8,73	0,954	Tm-172	2,4	0,958
Ta-176	11	0,955	Te-118	0,917	0,921	Tm-173	2,23	0,962
Ta-177	0,398	0,940	Te-119	5,14	0,947	Tm-174	9,71	0,962
Ta-178	0,678	0,941	Te-119m	8,73	0,953	Tm--175	6,02	0,962
Ta-178m	6,44	0,956	Te-121	4,2	0,946	Tm-176	9,9	0,961
Ta-179	0,154	0,937	Te-121m	1,71	0,948	U-227	1,16	0,953
Ta-180	0,289	0,939	Te-123	0,00159	0,921	U-228	0,222	0,933
Ta-182	6,75	0,957	Te-123m	1,24	0,948	U-230	0,25	0,924
Ta-182m	1,38	-,952	Te-125m	1,44	0,921	U-231	2,23	0,939
Ta-183	1,6	0,952	Te-127	0,0287	0,961	U-232	0,234	0,921
Ta-184	8,67	0,962	Te-127m	0,448	0,921	U-233	0,108	0,921
Ta-185	0,801	0,954	Te-129	0,523	0,939	U-234	0,212	0,921
Ta-186	7,86	0,963	Te-129m	0,497	0,927	U-235	1,36	0,957
U-236	0,192	0,921	Xe-129m	1,25	0,923	Yb-162	1,41	0,948
U-237	1,66	0,946	Xe-129m	1,25	0,923	Yb-163	3,99	0,951
U-238	0,154	0,921	Xe-131m	0,521	0,923	Yb-164	0,374	0,934
U-239	0,471	0,944	Xe-133	0,568	0,935	Y-165	1,93	0,942
U-240	0,449	0,928	Xe-133m	0,639	0,928	Yb-166	0,593	0,935
U-242	0,272	0,949	Xe-135	1,38	0,963	Yb-167	1,53	0,944
V-47	5,7	0,965	Xe-135m	2,54	0,959	Yb-169	1,94	0,943
V-48	15,5	0,965	Xe-137	1,04	0,965	Yb-175	0,22	0,957
V-50	7,05	0,965	Xe-138	5,46	0,963	Yb-177	1,03	0,956
V-52	7,21	0,965	Y-81	6,77	0.963	Yb-178	0,218	0,962
V-53	5,57	0,965	Y-83	7,82	0,961	Yb-179	5,55	0,963
W-177	5	0,953	Y-83m	4,85	0,965	Zn-60	8,73	0,963
W-178	0,0888	0,939	Y-84m	21,8	0,965	Zn-61	8,34	0,965
W-179	0,442	0,936	Y-85	6,26	0,965	Zn-62	2,59	0,956
W-179m	0,305	0,944	Y-85m	7,13	0,964	Zn-63	6,24	0,965
W-181	0,236	0,939	Y-86	18,9	0,965	Zn-65	3,07	0,965
W-185m	0,127	0,950	Y-86m	1,17	0,964	Zn-69m	2,38	0,965
W-185	0,000231	0,943	Y-87	2,82	0,962	Zn-71	1,76	0,965
W-187	2,52	0,958	Y-87m	1,8	0,964	Zn-71m	8,83	0,965
W-188	0,0101	0,958	Y-88	13,5	0,963	Zn-72	0,97	0,959
W-190	0,776	0,949	Y-89m	4,94	0,965	Zr-85	8,31	0,965
Xe-120	3,59	0,937	Y-90m	3,57	0,965	Zr-86	2,25	0,953
Xe-121	7,96	0,955	Y-91	0,0163	0,876	Zr-87	5,31	0,965
Xe-122	1,08	0,928	Y-91m	3,04	0,965	Zr-88	2,49	0,961
Xe-123	4,07	0,947	Y-92	1,34	0,965	Zr-89	6,59	0,963
Xe-125	2,4	0,941	Y-93	0,488	0,965	Zr-89m	3,66	0,964
Xe-127	2,28	0,946	Y-94	4,09	0,965	Zr-95	4,12	0,965
Xe-127m	1,23	0,948	Y-95	4,96	0,964			

5.4.6. Relação entre dose efetiva (*E*) e atividade da fonte (*A*)

Uma relação semelhante permite obter o valor da *Dose Efetiva*, em *mSv*, em função da atividade da fonte radioativa, em *kBq*, utilizando um Fator de Conversão de dose, em $(mSv{\cdot}m^2)/(kBq{\cdot}h)$, obtido com o auxílio do programa CONDOS desenvolvido pelo Laboratório Nacional de Oak Ridge, dos Estados Unidos. Esta tabela, elaborada em 1982, possui muitos valores que necessitam de atualização (ver: publicação ORNL/RSIC-45 (1982).

Assim, em qualquer divergência entre valores, deve-se optar pelo que se acredita ser de maior credibilidade e atualidade. No caso da dose equivalente, definida pela ICRP 26, obtida com o uso do Γ, diferir do valor obtido para a Dose Efetiva, definida pela ICRP 60, deve-se optar por este valor, uma vez que a tabela de valores do Fator de Conversão foi incorporada no *Generic Procedures for Assessment and Response during an Radiological Emergency*, pela Agência Internacional de Energia Atômica, na publicação IAEA TECDOC-1162 de 2000.

Para uma *boa geometria* de medição, com fonte considerada puntiforme e distância maior que um metro, tem-se a equação:

$$E_p = \frac{A \cdot FC_p \cdot t}{d^2}$$

onde

E_p = dose efetiva devido à exposição a uma fonte puntiforme (*mSv*);
A = atividade da fonte (*kBq*);
FC_p = fator de conversão para fonte puntiforme ($mSv.m^2/kBq.h$);
t = duração da exposição (*h*).(ver Tabela 5.7); e
d = distância (*m*).

Observação: *esta expressão não vale para distância menor que 0,5 m*.

Tabela 5.7 - Valores do fator de conversão para a obtenção da *dose efetiva* (em *mSv*) devida à exposição a uma fonte puntiforme (*atividade* em *kBq*), para um tempo *t* (em *h*).

Radionuclídeo	**FC_p ($mSv.m^2$)/(kBq.h)**	**Radionuclídeo**	**FC_p ($mSv.m^2$)/(kBq.h)**	**Radionuclídeo**	**FC_p ($mSv.m^2$)/(kBq.h)**
Na-22	2,2 E-07	Sn-123	7,0 E-10	Tb-160	1,1 E-07
Na-24	3,8 E-07	Sn-126+Sb-126m	5,7 E-09	Ho-166m	1,6 E-07
K-40	1,6 E-08	Sb-124	1,9 E-07	Hf-172	2,2 E-08
K-42	2,8 E-08	Sb-126	2,8 E-07	Hf-181	5,5 E-08
Sc-46	2,1 E-07	Sb-126m	4,9 E-10	Ta-182	1,3 E-07
Ti-44	1,1 E-08	Sb-127	6,8 E-08	W-187	4,9 E-08
V-48	2,9 E-07	Sb-129	1,5 E-07	Ir-192	8,3 E-08
Cr-51	3,4 E-09	Te-127	6,0 E-09	Au-198	4,1 E-08
Mn-54	8,6 E-08	Te-127m	1,6 E-09	Hg-203	2,3 E-08
Mn-56	1,7 E-07	Te-129	4,2 E-08	Ti-204	1,0 E-10
Fe-55	3,2 E-10	Te-129m+Te-129	4,6 E-08	Pb-210	6,9 E-10
Fe-59	1,2 E-07	Te-131	4,5 E-08	Bi-207	1,6 E-07
Co-58	1,0 E-07	Te-131m	1,5 E-07	Ra-226	6,2 E-10
Co-60	2,5 E-07	Te-132	2,3 E-08	Ac-228	9,5 E-08
Cu-64	2,0 E-08	I-125	5,9 E-09	Th-227	1,1 E-08
Zn-65	6,0 E-08	I-129	3,4 E-09	Th-228	3,9 E-10
Ga-68	9,8 E-08	I-131	3,9 E-08	Th-230	2,3 E-10
Ge-68+Ga-68	9,8 E-08	I-132	2,4 E-07	Th-231	2,5 E-10
Se-75	3,9 E-08	I-133	6,2 E-08	Th-232	2,1 E-10
Kr-85	2,3 E-10	I-134	2,7 E-07	Pa-231	4,3 E-09
Kr-85m	1,5 E-08	I-135+Xe-135	3,8 E-07	U-Dep e Nat	2,3 E-10
Kr-87	7,8 E-08	Xe-131m	2,7 E-09	U-Enriquecido	2,8 E-10
Kr-88+Rb-88	2,5 E-07	Xe-133	4,9 E-09	U-232	3,2 E-10
Rb-86	9,6 E-09	Xe-133m	4,8 E-09	Pa-233	1,7 E-08
Rb-88	5,7 E-08	Xe-135	2,4 E-08	U-233	1,2 E-10
Sr-89	1,4 E-11	Xe-138	1,1 E-07	U-234	2,8 E-10
Sr-91	7,1 E-08	Cs-134	1,6 E-07	U-235	1,4 E-08
Y-91	3,7 E-10	Cs-136	2,2 E-07	U-238	2,3 E-10
Y-91m	5,5 E-08	Ba-137m	6,2 E-08	Np-237	3,8 E-09

Radionuclídeo	FC_p (mSv.m²) (kBq.h)	Radionuclídeo	FC_p (mSv.m²) (kBq.h)	Radionuclídeo	FC_p (mSv.m²) (kBq.h)
Zr-95	7,6 E-08	Cs-137+Ba-137m	6,2 E-08	Pu-236	3,4 E-10
Nb-94	1,6 E-07	Ba-133	4,1 E-08	Pu-238	3,0 E-10
Nb-95	7,9 E-08	Cs-138	3,0 E-09	Pu-239	1,2 E-10
Mo-99	1,6 E-08	Ba-140	2,0 E-08	Pu-240	2,8 E-10
Tc-99m	1,2 E-08	La-140	2,3 E-07	Pu-242	2,3 E-10
Rh-103	2,1 E-08	Ce-141	7,2 E-09	Am-241	3,1 E-09
Ru-103	5,0 E-08	Ce-144+Pr-144	3,1 E-09	Am-242	8,5 E-10
Ru-105	8,1 E-08	Pr-144m	2,9 E-09	Am-243	5,4 E-09
Ru-106	1,4 E-09	Pr-144	1,2 E-09	Cm-242	3,1 E-10
Ru-106+Rh-106	1,4 E-09	Pm-145	3,6 E-09	Cm-243	1,3 E-08
Ag-110m	2,8 E-07	Eu-152	1,2 E-07	Cm-244	2,8 E-10
Cd-109+Ag-109m	1,6 E-07	Eu-154	1,3 E-07	Cm-245	7,5 E-09
In-114m	1,0 E-08	Eu-155	5,3 E-09	Cf-252	2,1 E-10
Sn-113	3,4 E-09	Gd-153	1,1 E-08		

5.4.7. Relação entre dose efetiva (*E*) e atividade (*A*) por unidade de área (ICRP 60)

A *dose efetiva* que uma pessoa recebe, devido à sua permanência por um período de tempo, num solo contaminado por determinado radionuclídeo pode ser estimada por meio de um *Fator de Conversão*. Este fator é obtido por um modelo de cálculo que leva em conta a exposição externa e a dose comprometida devido à inalação do radionuclídeo, em resuspensão, que permanece no solo contaminado, durante o período de tempo considerado. Assim,

$$E = C_{solo} \cdot FC_{solo,t}$$

onde *E* é a *Dose Efetiva* na pessoa no tempo de permanência *t*, em 1 mês, 2 meses e 50 anos (em *mSv*), C_{solo} é a *Atividade média* por unidade de área, ou concentração média do radionuclídeo por unidade de área (em *kBq/m²*) e $FC_{solo,t}$ é o Fator de Conversão da Atividade média por unidade de área em *Dose Efetiva*, para uma pessoa que permanece um período de tempo *t*, de 1 mês, 2 meses ou 50 anos, num solo contaminado com determinado radionuclídeo [em *mSv/ (kBq/m²)*] (ver Tabela 5.8).

Para um solo contaminado com vários radionuclídeos, as doses efetivas devem ser calculadas para cada radionuclídeo e, posteriormente, somadas. Não é preciso fazer a correção devido ao decaimento radioativo de cada radionuclídeo, pois já está incluída no modelo de cálculo.

Tabela 5.8 - Fator de conversão da *atividade por unidade de área* para *dose efetiva E,* em função do período de permanência no solo contaminado.

Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m²)]			Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m²)]		
	1º mês	2º mês	50 anos		1º mês	2º mês	50 anos
C-14	5,2 E-07	4,9 E-07	1,0 E-04	Cs-134	2,7 E-03	2,5 E-03	5,1 E-03
Na-22	3,7 E-03	3,4 E-03	8,4 E-02	Cs-135	7,0 E-07	3,9 E-07	8,5 E-06
Na-24	2,0 E-04	0,0 E+00	2,0 E-04	Cs-136	1,9 E-03	3,6 E-04	2,3 E-03
P-32	5,3 E-06	1,2 E-06	6,8 E-06	Cs-137+Ba-137m	9,9 E-04	9,4 E-04	1,3 E-01
P-33	1,1 E-06	4,4 E-07	1,8 E-06	Ba-133	7,0 E-04	6,6 E-04	4,8 E-02
S-35	1,2 E-06	8,7 E-07	4,7 E-06	Ba-140	2,0 E-03	4,4 E-03	2,5 E-03
Cl-36	8,1 E-06	7,7 E-06	1,6 E-03	La-140	3,2 E-04	1,2 E-09	3,2 E-04
K-40	2,6 E-04	2,5 E-04	5,3 E-02	Ce-141	9,9 E-05	4,9 E-05	2,0 E-04
K-42	1,2 E-05	0,0 E+00	1,2 E-05	Ce-144+Pr-144	1,5 E-04	1,3 E-04	1,4 E-03
Ca-45	2,9 E-06	2,4 E-06	1,8 E-05	Pr-144	4,0 E-08	0,0 E+00	4,0 E-08
Sc-46	3,0 E-03	2,2 E-03	1,2 E-02	Pr-144m	2,2 E-08	0,0 E+00	2,2 E-08

Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m²)]			Radionuclídeo	Fator de Conversão [(mSv)/(kBq/m²)]		
	1º mês	2º mês	50 anos		1º mês	2º mês	50 anos
Ti-44+Sc-44	4,0 E-03	3,9 E-03	5,9 E-01	Pm-145	6,0 E-05	5,7 E-05	5,8 E-03
V-48	2,8 E-03	7,1 E-04	3,7 E-03	Pm-147	4,4 E-06	4,1 E-06	1,0 E-04
Cr-51	3,8 E-05	1,7 E-05	6,9 E-05	Sm-151	3,5 E-06	3,3 E-06	5,9 E-04
Mn-54	1,4 E-03	1,2 E-03	1,4 E-02	Eu-152	2,0 E-03	1,9 E-03	1,6 E-01
Mn-56	1,5 E-05	0,0 E+00	1,5 E-05	Eu-154	2,1 E-03	2,0 E-03	1,3 E-01
Fe-55	9,1 E-07	8,5 E-07	2,2 E-05	Eu-155	1,1 E-04	1,0 E-04	4,2 E-03
Co-58	1,6 E-03	9,4 E-04	3,9 E-03	Gd-153	1,8 E-04	1,6 E-04	1,5 E-03
Co-60	4,2 E-03	3,9 E-03	1,7 E-01	Tb-160	1,7 E-03	1,2 E-03	5,8 E-03
Ni-63	5,3 E-07	5,0 E-07	9,1 E-05	Ho-166m	3,1 E-03	2,9 E-03	6,1 E-01
Cu-64	8,6 E-06	0,0 E+00	8,6 E-06	Tm-170	1,6 E-05	1,3 E-05	8,5 E-05
Zn-65	9,4 E-04	8,2 E-04	8,0 E-03	Yb-169	4,0 E-04	2,0 E-04	7,9 E-04
Ge-68+Ga-68	1,6 E-03	1,4 E-03	1,4 E-03	Hf-181	7,7 E-04	4,5 E-04	1,8 E-03
Se-75	6,2 E-04	4,9 E-04	3,1 E-03	Ta-182	2,0 E-03	1,6 E-03	9,7 E-03
Rb-86	1,0 E-04	3,2 E-05	1,5 E-04	W-187	4,1 E-05	0,0 E+00	4,1 E-05
Sr-89	1,1 E-05	6,6 E-06	2,8 E-05	Ir-192	1,2 E-03	8,9 E-04	4,4 E-03
Sr-90	1,7 E-04	1,6 E-04	2,1 E-02	Au-198	9,4 E-05	3,9 E-08	9,4 E-05
Sr-91	3,4 E-05	7,5 E-08	3,4 E-05	Hg-203	3,3 E-04	2,0 E-04	8,5 E-04
Y-90	1,7 E-06	6,7 E-10	1,7 E-06	Tl-204	4,0 E-06	3,8 E-06	1,2 E-04
Y-91	1,7 E-05	1,1 E-05	4,9 E-05	Pb-210	1,9 E-03	2,2 E-03	5,9 E-01
Y-91m	1,6 E-06	6,5 E-09	1,6 E-06	Bi-207	2,6 E-03	2,5 E-03	3,4 E-01
Zr-93	2,2 E-05	2,1 E-05	4,8 E-03	Bi-210	1,2 E-04	1,1 E-04	7,3 E-04
Zr-95	1,4 E-03	1,3 E-03	6,8 E-03	Po-210	3,5 E-03	2,9 E+03	2,0 E-02
Nb-94	2,7 E-03	2,6 E-03	5,5 E-01	Ra-226	9,2 E-03	9,2 E-03	1,9 E+00
Nb-95	1,0 E-03	5,2 E-04	2,1 E-03	Ac-227	4,6 E-01	4,4 E-01	5,1 E+01
Mo-99+Tc-99m	6,1 E-05	3,1 E-08	6,1 E-05	Ac-228	3,6 E-05	1,4 e-05	3,0 E-04
Tc-99	4,1 E-06	3,9 E-06	8,2 E-04	Th-227	7,7 E-03	3,7 E-03	1,3 E-02
Tc-99m	2,7 E-06	1,2 E-14	2,7 E-06	Th-228	4,2 E-02	3,9 E-02	7,7 E-01
Ru-103	6,4 E-04	3,6 E-04	1,5 E-03	Th-230	3,7 E-02	3,5 E-02	7,5 E+00
Ru-105	1,4 E-05	1,8 E-12	1,4 E-05	Th-232	1,9 E-01	1,8 E-01	4,6 E+01
Ru-106+rH-106	4,2 E-04	3,8 E-04	4,8 E-03	Pa-231	1,2 E-01	1,1 E-01	6,7 E+01
Ag-110m	4,5 E-03	3,9 E-03	3,9 E-02	U-232	3,2 E-02	3,1 E-02	1,2 E+01
Cd-109+Ag-109m	6,4 E-05	5,8 E-05	8,6 E-04	U-233	8,0 E-03	7,6 E-03	1,7 E+00
Cd-113m	1,1 E-04	1,1 E-04	9,2 E-03	U-234	7,9 E-03	7,4 E-03	1,6 E+00
In-114m	4,5 E-04	3,5E-04	2,2 E-03	U-235	7,4 E-03	7,00E-03	1,5 E+00
Sn-113+In-113m	2,2 E-05	1,7 E-05	1,2 E-04	U-236	7,3 E-03	6,9 E-3	1,5 E+00
Sn-123	3,2 E-03	3,2 E-03	7,0 E-01	U-238	6,80E-03	6,4 E-03	1,4 E+00
Sn-126+Sb-126M	2,6 E-03	1,0 E-03	7,8 E-03	U Dep e Natural	6,8 E-03	6,4 E-03	1,4 E+00
Sb-124	2,4 E-03	4,2 E-04	2,9 E-03	U Enriquecido	7,9 E-03	7,4 E-03	1,6 E+00
Sb-126m	2,3 E-04	1,1 E-06	2,3 E-04	UF6g (U-234)	7,9 E-03	7,4 E-03	1,6 E+00
Sb-127	2,3 E-05	4,9 E-08	2,3 E-05	Np-237	2,6 E-02	2,5 E-02	5,3 E+00
Sb-129	3,7 E-06	3,6 E-08	3,7 E-06	Np-239	3,4 E-05	6,4 E-09	3,4 E-05
Te-127	1,8 E-07	0,0 E+00	1,8 E-07	Pu-236	1,6 E-02	1,5 E-02	8,0 E-01
Te-127m	3,4 E-05	2,7 E-05	1,6 E-04	Pu-238	3,9 E-02	3,7 E-02	6,6 E+00
Te-129	2,5 E-07	9,7 E-16	2,5 E-07	Pu-239	4,2 E-02	4,0 E-02	8,5 E+00
Te-129m	1,1 E-04	5,4 E-05	2,2 E-04	Pu-240	4,2 E-02	4,0 E-02	8,4 E+00
Te-131	1,2 E-06	3,8 E-08	1,2 E-06	Pu-241	7,6 E-04	7,2 E-04	1,9 E-01
Te-131m	2,0 E-04	3,3 E-06	2,0 E-04	Pu-242	4,0 E-02	3,8 E-02	8,8 E+00
Te-132	6,9 E-04	1,1 E-06	6,9 E-04	Am-241	3,5 E-02	3,3 E-02	6,7 E+00
I-125	7,8 E-05	5,2 E-05	2,4 E-04	Am-242m	3,2 E-02	3,0 E-02	6,3 E+00
I-129	1,7 E-04	1,6 E-04	3,4 E-02	Am-243	3,5 E-02	3,3 E-02	7,0 E+00
I-131	2,5 E-04	1,8 E-05	2,7 E-04	Cm-242	4,2 E-03	3,5 E-03	5,9 E-02
I-132	1,9 E-05	0,0 E+00	1,9 E-05	Cm-243	3,5 E-02	3,3 E-02	4,3 E+00
I-133	4,5 E-05	0,0 E+00	4,5 E-05	Cm-244	2,9 E-02	2,7 E-02	2,8 E+00
I-134	8,1 E-06	0,0 E+00	8,1 E-06	Cm-245	5,0 E-02	4,7 E-02	1,0 E+01
I-135+Xe-135m	3,7 E-05	0,0 E+00	3,7 E-05	Cf-252	1,7 E-02	1,5 E-02	3,9 E-01

5.4.8. Relação entre dose absorvida na pele (D_T) e atividade (A) por unidade de área de emissor beta

(Baseado em: DELACROIX, D., GUERRE, J.P., LEBLANC, P., HICKMAN, C., *Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook, 1988*, Radiation Protection Dosimetry, V.76, No.1-2, 1998).

A dose absorvida na pele devida à radiação beta é muito difícil de ser medida diretamente e é usualmente estimada. A taxa de dose beta, expressa em função da concentração superficial média de um radionuclídeo sobre a pele, apresenta estimativas mais confiáveis para esta via de exposição, uma vez que os dados da literatura variam em muitas ordens de grandeza. A dose aqui calculada é para a camada basal da pele (70 μm de profundidade) devido aos raios beta e elétrons.

A contribuição gama para a taxa de dose na pele é percentualmente muito pequena. A contaminação é suposta ser uniformemente dispersa sobre a pele. A Dose Absorvida no tecido da pele pode ser estimada pela expressão:

$$D_{T(skin)} = \frac{C_{skin}.CF_{beta-skin}.t}{SF_{beta}}$$

onde

$D_{T(skin)}$ = dose absorvida na pele (μGy);
C_{skin} = concentração superficial média do radionuclídeo na pele ou roupa ($Bq.cm^{-2}$) ou atividade por unidade de área;
$CF_{beta - skin}$ = fator de conversão: taxa de dose x contaminação de emissor beta na pele [($\mu Gy.h^{-1}$)/($Bq.cm^{-2}$)];
SF_{beta} = fator de blindagem para radiação beta devido ao vestuário; valores representativos dos fatores de blindagem são aproximadamente 3-5 para roupas leves (finas) e 1000 para roupas pesadas (espessas); e
t = tempo de exposição (h)

A equação pode ser calculada para cada radionuclídeo presente e as doses equivalentes podem ser somadas.

Tabela 5.9 - Fator de conversão da *atividade por unidade de área* (concentração) para *dose absorvida* na pele, de radionuclídeo emissor beta.

Radionuclídeo	**$CF_{beta-skin}$ ($\mu Gy.h^{-1}$)/($Bq.cm^{-2}$)**	**Radionuclídeo**	**$CF_{beta-skin}$ ($\mu Gy.h^{-1}$)/($Bq.cm^{-2}$)**
H-3	0	S-35	0,35
C-14	0,32	Cl-36	1,8
F-18	1,9	K-40	1,5
Na-22	1,7	K-42	2,2
Na-24	2,2	K-43	1,9
Al-26	1,8	Ca-45	0,84
P-32	1,9	Ca-47/Sc-47	3,5
P-33	0,86	Sc-46	1,4
Sc-47	1,5	Sb-124	2,2
Cr-51	0,015	Sb-126	1,8
Mn-52	0,761	Te-123m	1,1
Mn-54	0,062	Te-132	0,78
Mn-56	2,4	I-123	0,38
Fe-52	1,1	I-124	0,52
Fe-55	0,016	I-125	0,021
Fe-59	0,97	I-131	1,6
Co-56	0,55	Cs-131	0,01
Co-57	0,12	Cs-134	1,4
Co-58	0,30	Cs-137	1,6
Co-60	0,78	Ba-133	0,13
Ni-63	0	Ba-140/La-140	3,8
Ni-65	2,2	La-140	2,1
Cu-64	1,0	Ce-139	0,49
Cu-67	1,3	Ce-141	1,8
Zn-65	0,076	Ce-143	2,0

Radionuclídeo	$CF_{beta\text{-}skin}$ (μGy.h^{-1})/(Bq.cm^{-2})	Radionuclídeo	$CF_{beta\text{-}skin}$ (μGy.h^{-1})/(Bq.cm^{-2})
Ga-66	1,6	Pr-143	1,7
Ga-67	0,35	Pm-147	0,6
Ga-68	1,8	Sm-153	1,6
As-76	2,1	Eu-152	0,92
Se-75	0,14	Eu-154	2,1
Br-77	0,01	Eu-156	1,2
Br-82	1,5	Er-169	1,1
Rb-87	1,9	Yb-169	1,0
Sr-85	0,06	Re-186	1,8
Sr-89	1,8	Re-188	2,3
Sr-90/Y-90	3,5	Ir-192	1,9
Y-90	2,0	Au-198	1,7
Zr-95/Nb-95	1,6	Hg-197	0,092
Mo-99/Tc-99m	1,9	Hg-203	0,89
Tc-99m	0,25	Tl-201	0,27
Tc-99	1,2	Tl-204	1,6
Ru-103/Rh-103m	0,78	Pb-210	0,0084
Ru-106/Rh-106	2,2	Po-210	6,90E-07
Ag-110m	0,68	U-235	0,18
Ag-111	1,8	U-238	2,30E-03
Cd-109	0,54	Pu-238	3,70E-03
In-111	0,38	Pu-239	1,40E-03
In-113m	0,73	Am-241	0,019
In-115m	1,3	Cm-244	2,20E-03
Sn-125	2,3	Cf-252	3,2E-03
Sb-122	2,2		

Exemplo

Qual a dose absorvida no tecido da pele de uma pessoa cuja contaminação média foi de 1250 Bq.cm^{-2} de ^{99}Mo/^{99}Tc^{m} e 250 Bq.cm^{-2} de ^{131}I por 2 horas? Considerar o fator de blindagem SF_{beta} igual 1.

Dados:

^{99}Mo/^{99}Tc^{m}; $CF_{beta\text{-}skin}$ = 1,9 (μGy.h^{-1})/(Bq.cm^{-2})

I-131; $CF_{beta\text{-}skin}$ = 1,6 (μGy.h^{-1})/(Bq.cm^{-2})

SF_{beta} = 1

T= 2 h

Substituindo na expressão:

$$D_{T(skin)} = \frac{C_{skin}.CF_{beta-skin}.t}{SF_{beta}}$$

tem-se:
$D_{T(skin)}$ (^{99}Mo/^{99}Tc^{m}) = 4750 μGy
$D_{T(skin)}$ (^{131}I) = 800 μGy

A dose absorvida total na pele, por 2 horas, foi de 5,6 mGy

5.4.9. Relação entre dose efetiva (*E*) e atividade (*A*) de radionuclídeo incorporada

As incorporações de radionuclídeos podem ocorrer por vários modos e caminhos. Para os indivíduos ocupacionalmente expostos a principal via de entrada é por inalação. Indivíduos do Público, podem se contaminar por inalação e ingestão, às vezes por ferimentos. Pacientes de hospitais podem incorporar radionuclídeos por via venosa.

No caso de inalação, pode ocorrer que uma parte do material depositado no sistema respiratório seja transferida para a garganta e seja engolida. Neste caso, ocorrerá uma ingestão de material radioativo, muito frequente em casos de acidentes radiológicos.

Em algumas situações pode haver a absorção através da pele, por cortes ou feridas, provocando doses de radiação decorrentes.

Para a estimativa da dose absorvida comprometida, nos casos de inalação ou ingestão, a ICRP e a IAEA desenvolveram vários modelos de cálculo, descritos nas publicações ICRP(1979) e IAEA(2004).

Os atuais modelos biocinéticos da ICRP para calcular os coeficientes de dose para inalação e ingestão, utilizam compartimentos conforme descritos nos ICRP 30 e 66.

A transferência para o sangue para os diferentes tipos de incorporação pode ser caracterizada da seguinte forma:

- *Tipo F* (*F = fast*): há absorção rápida de quase todo o material depositado na árvore bronquial, nos bronquíolos terminais e alveolares. Metade do material depositado na passagem nasal posterior é transferida para o trato gastrointestinal pelo transporte de partículas e metade é absorvida. Todo o material é absorvido com uma meia-vida biológica de 10 minutos. Por exemplo, os compostos de césio e iodo.
- *Tipo M* (*M = medium*): há uma rápida absorção de cerca de 10% do depósito na árvore bronquial e bronquíolos terminais e 5% do material depositado na passagem nasal posterior. Cerca de 70% do depósito na parte alveolar eventualmente atinge os fluidos corporais por absorção. Do material recolhido, 10% são absorvidos com uma meia-vida biológica de 10 minutos e 90% com uma meia-vida biológica de 140 dias. Por exemplo, compostos de rádio e amerício.
- *Tipo S* (*S = slow*): há pouca absorção na passagem nasal posterior, árvore bronquial ou bronquíolos terminais, e cerca de 10% do depósito na parte alveolar eventualmente atinge fluidos corporais por absorção. Desse material, 0,1% é absorvido com uma meia-vida biológica de 10 minutos e 99,9% com uma meia-vida biológica de 7.000 dias. Exemplos: compostos insolúveis de urânio e plutônio.

Para os radionuclídeos inalados na forma de partículas ou aerossóis por trabalhadores, supõe-se que a entrada no sistema respiratório e a sua deposição em suas diversas regiões, seja regida somente pela distribuição do tamanho aerodinâmico dos aerossóis (AMAD). A situação é diferente para o caso de inalação de gases e vapores, uma vez que as suas moléculas reagem com as superfícies internas do trato respiratório homogeneamente e a absorção depende muito da solubilidade e reatividade química. Isto significa que a sua deposição localizada não pode ser prevista por argumentos mecanicistas ou mesmo pelo conhecimento de suas propriedades físicas e químicas, mas por estudos experimentais *in vivo*.

Para o cálculo da dose comprometida os modelos classificam os gases e vapores em três classes:

a) *Classe SR-1*: insolúvel e não reativo, com deposição insignificante no trato respiratório, como por exemplo, ^{41}Ar, ^{85}Kr e ^{133}Xe;
b) *Classe SR-1*: solúvel ou reativa, quando a deposição Pode ocorrer em todo o trato respiratório, como por exemplo, ^{3}H, ^{14}CO, ^{131}I *vapor* e ^{195}Hg *vapor;*
c) Classe SR-2: altamente solúvel ou reativa, quando a deposição é total nas vias áreas, como, por exemplo, a *HTO* (*água triciada*) e *OBT* (*trício organicamente ligado*).

A Tabela 5.10 fornece os coeficientes de dose efetiva comprometida por unidade de entrada em *(Sv/Bq)*, para os casos de inalação, ingestão e entrada direta no sangue (injeção) de alguns radionuclídeos e o fator de transferência *f* entre compartimentos do modelo de cálculo para ingestão. Para mais detalhes, consultar a Posição Regulatória 3.01/003:2011 da CNEN, intitulada: *Coeficientes de Dose para Indivíduos Ocupacionalmente Expostos.*

Tabela 5.10 - Coeficientes de dose efetiva comprometida *e(g)* por unidade de incorporação.

Radionuclídeo	Tipo/forma	Inalação		Ingestão		Injeção	
		AMAD = 1 um	AMAD = 5 um	f_1	$e(g)_{ing}$ (Sv/Bq)	f_1	$e(g)_{inj}$ (Sv/Bq)
^{3}H	HTO	1,80E-11		1	1,80E-11		1,80E-11
	OBT	4,10E-11		1	4,20E-11		
	gas	1,80E-15					
^{32}P	F	8,00E-10	1,10E-09	0,8	2,30E-10		2,20E-09
	M	3,20E-09	2,90E-09				
^{55}Fe	F	7,70E-10	9,20E-10	0,1	3,30E-10	0,1	3,00E-09
	M	3,70E-10	3,30E-10				
^{59}Fe	F	2,20E-09		0,1	1,80E-09	0,1	8,40E-09
	M	3,50E-09					
^{60}Co	M	9,60E-09	7,71E-08	0,1	3,40E-09		1,90E-08
	S	2,90E-08	1,70E-08	0,05			
^{67}Ga	F	6,80E-11	1,10E-10	0,01	1,90E-10		1,20E-10
	M	2,30E-10	2,80E-10				
^{85}Sr	F	3,90E-10	5,60E-10	0,3	5,60E-10		1,10E-09
	S	7,70E-10	6,40E-10	0,01	3,30E-10		
^{89}Sr	F	1,00E-10	1,40E-09	0,3	2,60E-09		3,10E-09
	S	7,50E-09	5,60E-09	0,01	2,30E-09		
^{90}Sr	F	2,40E-08	3,00E-08	0,3	2,80E-08		8,80E-08
	S	1,50E-07	7,70E-08	0,01	2,70E-09		
^{95}Zr	F	2,50E-09	3,00E-09	0,002	8,80E-10		1,00E-08
	M	4,50E-09	3,60E-09				
	S	5,50E-09	4,20E-09				
^{95}Nb	M	1,40E-09	1,30E-09	0,01	5,80E-10		2,10E-09
	S	1,60E-09	1,30E-09				
^{99}Tc	F	2,90E-10	4,00E-10	0,8	7,80E-10		8,70E-10
	M	3,90E-09	3,20E-09				
$^{99}Tc^{m}$	F	1,20E-11	2,00E-11	0,8	2,20E-11		1,90E-11
	M	1,90E-11	2,90E-11				
^{106}Ru	F	8,00E-09	9,80E-09	0,05	7,00E-09		3,00E-08
	M	2,60E-08	1,70E-08				
	S	6,20E-08	3,50E-08				

Radionuclídeo	Tipo/forma	Inalação		Ingestão		Injeção	
		AMAD = 1 um	AMAD = 5 um	f_1	$e(g)_{ing}$ (Sv/Bq)	f_1	$e(g)_{inj}$ (Sv/Bq)
^{125}Sb	F	1,40E-09	1,70E-09	0,1	1,10E-09		5,40E-09
	M	4,50E-09	3,30E-09				
^{123}I	F	7,60E-11	1,10E-10	1	2,10E-10		2,20E-10
	V	2,10E-10					
^{124}I	F	4,50E-09	6,30E-09	1	1,30E-08		1,30E-08
	V	1,20E-08					
^{125}I	F	5,30E-09	7,30E-09	1	1,50E-08		1,50E-08
	V	1,40E-08					
^{131}I	F	7,60E-09	1,10E-08	1	2,20E-08		2,20E-08
	V	2,00E-08					
^{134}Cs	F	6,80E-09	9,60E-09	1	1,90E-08		1,90E-08
^{137}Cs	F	4,80E-09	6,70E-09	1	1,30E-08		1,40E-08
^{144}Ce	M	3,40E-08	2,30E-08	5,00E-04	5,20E-09		1,70E-07
	S	4,90E-08	2,90E-08				
^{153}Gd	F	2,10E-09	2,50E-09	5,00E-04	2,70E-10		8,60E-09
	M	1,90E-09	1,40E-09				
^{201}Tl	F	4,70E-11	7,60E-11	1,0	9,50E-11		8,70E-11
^{210}Pb	F	8,90E-07	1,10E-06	0,2	6,80E-07	0,2	3,50E-06
^{210}Po	F	6,00E-07	7,10E-07	0,1	2,40E-07		2,40E-06
	M	3,00E-06	2,20E-06				
^{226}Ra	M	3,20E-06	2,20E-06	0,2	2,80E-07		1,40E-06
^{228}Ra	M	2,60E-06	1,70E-06	0,2	6,70E-07		3,40E-06
^{228}Th	M	3,10E-05	2,30E-05	5,00E-04	7,00E-08	5,0E-04	1,20E-04
	S	3,90E-05	3,20E-05	2,00E-04	3,50E-08		
^{232}Th	M	4,20E-05	2,90E-05	5,00E-04	2,20E-07	5,0E-04	4,50E-04
	S	2,30E-05	1,20E-05	2,00E-04	9,20E-08		
^{234}U	F	5,50E-07	6,40E-07	2,00E-02	4,90E-08		2,30E-06
	M	3,10E-06	2,10E-06	2,00E-03	8,30E-09		
	S	8,50E-06	6,80E-06				
^{235}U	F	5,10E-07	6,00E-07	2,00E-02	4,60E-08		2,10E-06
	M	2,80E-06	1,80E-06	2,00E-03	8,30E-09		
	S	7,70E-06	6,10E-06				
^{238}U	F	4,90E-07	5,80E-07	2,00E-02	4,40E-08		2,10E-06
	M	2,60E-06	1,60E-06	0,002	7,60E-09		
	S	7,30E-06	5,70E-06				
^{237}Np	M	2,10E-05	1,50E-05	5,00E-04	1,10E-07	5,0E-04	2,10E-04
^{239}Np	M	9,00E-10	1,10E-09	5,00E-04	8,00E-10	5,0E-04	3,80E-10
^{238}Pu	M	4,30E-05	3,00E-05	5,00E-04	2,30E-07	5,0E-04	4,50E-04
	S	1,50E-05	1,10E-05	1,00E-05			
^{239}Pu	M	4,70E-05	3,20E-05	5,00E-04	2,50E-07	5,0E-04	4,90E-04
	S	1,50E-05	8,30E-06	1,00E-05	9,00E-09		
				1,00E-04	5,30E-08		
^{240}Pu	M	4,70E-05	3,20E-05	5,00E-04	2,50E-07	5,0E-04	4,90E-04
	S	8,30E-06	8,30E-06	1,00E-05	9,00E-09		
				1,00E-04	5,30E-08		
^{241}Pu	M	8,50E-07	5,80E-07	5,00E-04	4,70E-09	5,0E-04	9,50E-06

Radionuclídeo	Tipo/forma	Inalação		Ingestão		Injeção	
		AMAD = 1 um	AMAD = 5 um	f_1	$e(g)_{ing}$ (Sv/Bq)	f_1	$e(g)_{inj}$ (Sv/Bq)
	S	1,60E-07	8,40E-08	1,00E-05	1,10E-10		
				1,00E-04	9,60E-10		
^{241}Am	M	3,90E-05	2,70E-05	5,00E-04	2,00E-07	5,0E-04	4,00E-04
^{242}Cm	M	4,80E-06	3,70E-06	5,00E-04	1,20E-08	5,0E-04	1,40E-05
^{244}Cm	M	2,50E-05	1,70E-05	5,00E-04	1,20E-07	5,0E-04	2,40E-04

AMAD = diâmetro aerodinâmico médio do aerossol

F = fast = rápido   M = medium = médio   S = slow = lento   V = vapor

ICRP (1979) - *Limits for Intakes of Radionuclides by Workers: Part 1*, Publication 30, Pergamon Press, Oxford and New York.
IAEA (2004) - *Methods for Assessment Occupational Radiation Doses due to Intakes of Radionuclides* - Vienna.

5.5. GRANDEZAS OPERACIONAIS

Para a rotina de Proteção Radiológica é desejável que a exposição de indivíduos seja caracterizada e medida por uma única grandeza, pois facilitaria as avaliações, as comparações e o registro. Dentre as grandezas definidas até então, a *dose* e*quivalente (Dose Equivalent)* seria a mais conveniente, pois envolveria em seu valor, a dose absorvida e o tipo de radiação além de permitir estabelecer a correlação com o risco de dano biológico. Esta grandeza, do tipo limitante, criada pela ICRP para indicar o risco de exposição do homem à radiação ionizante, apresenta a desvantagem de não ser mensurável diretamente ou de fácil estimativa.

Por outro lado, em termos de metrologia, era preciso estabelecer uma referência para servir de padrão para definição das grandezas e contornar as diferenças de tamanho e forma do físico dos indivíduos expostos à radiação.

Essas grandezas operacionais foram incorporadas à Norma CNEN-NN-3.01 de 2011.

5.5.1. Esfera ICRU

Em 1980, a ICRU, em sua publicação 33, propôs uma esfera de *30 cm de diâmetro, feita de material tecido-equivalente e densidade de 1 g/cm^3*, como um simulador do tronco humano, baseado no fato de que quase todos os órgãos sensíveis à radiação, poderiam ser nela englobados.

A sua composição química, em massa, é de 76,2% de oxigênio, 11,1% de carbono, 10,1% de hidrogênio e 2,6% de nitrogênio. Assim, todos os valores utilizados como referência para as grandezas radiológicas deveriam ter como *corpo de prova de medição, a esfera da ICRU*. Isto significa que um valor obtido por medição na esfera ICRU deve ser considerado como se fora medido no corpo humano.

Para tornar coerente a definição das grandezas, que precisavam ser aditivas e ser definidas num ponto de interesse, foi necessário introduzir também as características do campo de radiação a que a esfera estaria submetida. Assim, surgiram os conceitos de *campo expandido* e *campo alinhado* de radiação.

5.5.2. Campo expandido

Campo expandido é um *campo de radiação homogêneo*, no qual a esfera da ICRU fica exposta com fluência, distribuição de energia e distribuição direcional, iguais ao do ponto de referência *P* de um campo de radiação real.

5.5.3. Campo expandido e alinhado

No campo expandido e alinhado a fluência e a distribuição de energia são iguais às do campo expandido, mas a distribuição angular da *fluência é unidirecional*. Neste campo, o valor do equivalente de dose em um ponto da esfera ICRU independe da distribuição direcional da radiação de um campo real.

5.5.4. Grandezas operacionais para monitoração de área

As grandezas operacionais são mensuráveis, baseadas no valor obtido da dose equivalente no ponto do simulador, para irradiações com feixes externos. Duas grandezas vinculam a irradiação externa com a dose equivalente efetiva e a dose equivalente na pele e lente dos olhos, para fins de monitoração de área. São as grandezas: *equivalente de dose ambiente* $H^*(d)$ e o *equivalente de dose direcional* $H'(d,\Omega)$.

5.5.4.1. *Equivalente de dose ambiente (Ambient dose equivalent),* $H^*(d)$

O *equivalente de dose ambiente* $H^*(d)$, em um ponto de um campo de radiação, é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido e alinhado na esfera ICRU na profundidade *d*, no raio que se opõe ao campo alinhado, A Figura 5.3 ilustra o procedimento de obtenção de $H^*(d)$. A unidade utilizada é o $J \cdot kg^{-1}$, denominada de *sievert* (*Sv*).

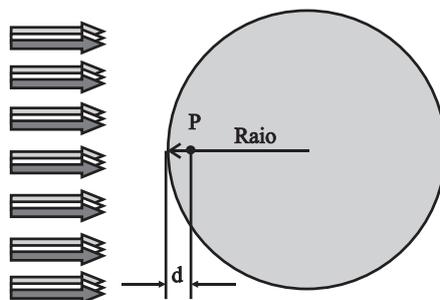



Figura 5.3 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto P na esfera, no qual $H^*(d)$ é determinado num campo de radiação expandido e alinhado.

5.5.4.2. *Equivalente de dose direcional (Directional dose equivalent),* $H'(d,\Omega)$

O *equivalente de dose direcional* $H'(d,\Omega)$ em um ponto de um campo de radiação é o valor do equivalente de dose que seria produzido pelo correspondente campo expandido na esfera ICRU na profundidade *d* sobre um raio na direção específica Ω. A unidade utilizada é o sievert. Na Figura 5.4 tem-se uma representação gráfica da obtenção de $H'(d,\Omega)$.

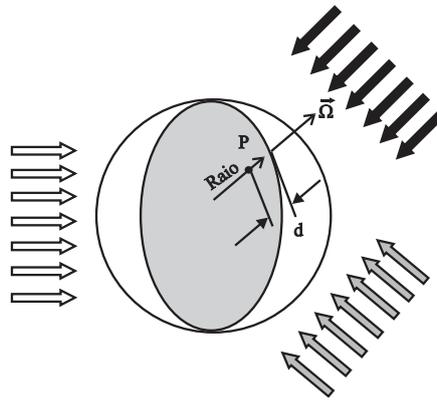



Figura 5.4 - Geometria de irradiação da esfera ICRU e o ponto *P* na esfera, no qual o equivalente de dose direcional é obtido no campo de radiação expandido, com a direção *Ω* de interesse.

A profundidade *d* deve ser especificada, para os diversos tipos de radiação. Para radiações fracamente penetrantes $d = 0{,}07\ mm$ para a pele e para o cristalino $d = 3\ mm$. A notação utilizada tem a forma $H'(0{,}07,\Omega)$ e $H'(3,\Omega)$, respectivamente. Para radiações fortemente penetrantes, a profundidade recomendada é de $d = 10$ mm, isto é $H'(10,\Omega)$.

5.5.5. Grandeza operacional para monitoração individual

São grandezas definidas no indivíduo, em um campo de radiação real, e devem ser medidas diretamente sobre o indivíduo. Como seus valores podem variar de pessoa para pessoa e com o local do corpo onde são feitas as medições, é necessário se obter valores que sirvam de referência. Como os dosímetros individuais não podem ser calibrados diretamente sobre o corpo humano, eles são expostos sobre fantomas. Devido à dificuldade de fabricação da esfera ICRU, são utilizados simuladores alternativos, por exemplo, em forma de paralelepípedo, feitos de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões 30 cm x 30 cm x 15 cm, maciços ou cheios de água.

5.5.5.1. *Equivalente de dose pessoal (Individual dose equivalent), $H_p(d)$*

O *equivalente de dose pessoal* $H_p(d)$ é o equivalente de dose em tecido mole, numa profundidade *d*, abaixo de um ponto especificado sobre o corpo. A unidade utilizada é também o sievert. Da mesma forma que no *equivalente de dose direcional*, tem-se: $H_p(0{,}07)$ e $H_p(3)$ para pele e cristalino para radiações fracamente penetrantes, respectivamente e, $H_p(10)$ para as radiações fortemente penetrantes.

O $H_p(d)$ pode ser medido com um detector encostado na superfície do corpo, envolvido com uma espessura apropriada de material tecido-equivalente.

5.5.5.2. *Equivalente de dose para fótons* (*Photon dose equivalent*), H_X

Para fótons com energia menor que *3 MeV*, H_X é igual à leitura de um dosímetro de área que, calibrado na câmara de ar-livre com as radiações gama do ^{60}Co para a medição da *Exposição X*, em Roentgen, multiplicada pelo fator $C_1 = 38{,}76\ Sv\ C^{-1} = 0{,}01\ Sv\ R^{-1}$.

$$H_X = C_1 .\, X \qquad (Sv)$$

Na monitoração individual para fótons, o *equivalente de dose $H_p(10)$* pode ser, *provisoriamente*, substituído pelo *equivalente de dose H_X*, na superfície do tórax, com o dosímetro calibrado em *kerma no ar*, multiplicado pelo fator $f = 1,14\ Sv\ Gy^{-1}$.

$$H_p(10) \cong H_X = f.K_{ar} \qquad (Sv)$$

5.5.6. Relações entre as grandezas limitantes e operacionais

As grandezas operacionais foram definidas pela ICRU para estimar as grandezas limitantes de modo conservativo. As relações entre estas novas grandezas operacionais e as grandezas *equivalente de dose efetiva* (H_E), *dose efetiva* (E), *kerma no ar* (K_{ar}) e, *exposição* (X), são expressas por coeficientes de conversão obtidos para cada situação de medição. Tabelas com valores destes coeficientes de conversão, para cada geometria de medição, são disponíveis nos recentes trabalhos de dosimetria das radiações.

As Tabelas 5.11 e 5.12 sintetizam o uso adequado das novas grandezas conforme o tipo de radiação, alvo de monitoração, profundidade de avaliação *d* (em *mm*), e direção Ω de medição. Na Tabela 5.11, tem-se o *equivalente de dose ambiente, H*, o equivalente de dose direcional, H', e o equivalente de dose pessoal, H_p.*

Tabela 5.11 - Uso das *grandezas*, de acordo com o tipo de radiação monitorada.

Radiação Externa	Limitante de Dose no Corpo	Grandeza (ICRP 60)	
		Monitoração de Área	**Monitoração Pessoal**
Fortemente Penetrante	Dose efetiva	Equivalente de Dose Ambiente $H^*(10)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(10)$
Fracamente Penetrante	Dose na Pele	Equivalente de Dose Direcional $H'(0,07, \Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(0,07)$
	Dose na lente dos olhos	Equivalente de Dose Direcional $H'(3, \Omega)$	Equivalente de Dose Pessoal $H_p(3)$

Tabela 5.12 - Profundidade de determinação de dose efetiva em alguns tecidos.

Tecido	Profundidade *d* (mm)	Direção específica
Pele	0,07	Ω
Cristalino	3	Ω

5.6. GRANDEZAS DEFINIDAS NA ICRP 60, EM SUBSTITUIÇÃO ÀS DA ICRP 26, E INCLUÍDAS NA NORMA CNEN-NN-3.01 (2011).

5.6.1. Dose equivalente (*Equivalent dose*), H_T

A dose equivalente num tecido ou num órgão, H_T, expressa em sievert, é o valor médio da dose absorvida, $D_{T,R}$, obtida sobre todo o tecido ou órgão T, devido à radiação R, multiplicada pelo fator de peso da radiação w_R.

$$H_T = w_R D_{T,R} \qquad (Sv)$$

Tabela 5.13 - Valores do fator de peso da radiação w_R.

Tipo ou intervalo de energia		Fator de peso da radiação, w_R
Fótons, todas as energias		1
Elétrons e muons, todas as energias		1
Nêutrons, com energia	10 keV	5
	> 10 keV a 100 keV	10
	> 100 keV a 2 MeV	20
	> 2MeV a 20 MeV	10
	> 20 MeV	5
Prótons, (não de recuo) energia	> 2MeV	5
Partículas alfa, fragmentos de fissão e núcleos pesados		20

Para tipos de radiação ou energia não incluídos na Tabela 5.13, o valor de w_R pode ser estimado a partir do valor médio do fator de qualidade da radiação Q, a uma profundidade de 10 mm na esfera ICRU. O Equivalente de Dose (equivalent dose) foi assim definido em substituição a Dose Equivalente (dose equivalent).

5.6.2. Dose efetiva (*Effective dose*), *E*

A *Dose Efetiva*, é a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos e órgãos do corpo, expressa por:

$$E = \sum_T w_T \cdot H_T$$

onde w_T é o fator de peso para o tecido T e H_T é a dose equivalente a ele atribuída.

Obviamente que,

$$E = \sum_R w_R \cdot \sum_T w_T \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R}$$

Os valores de w_T estabelecidos pela ICRP 60 constam da Tabela 5.4. Os valores de E são expressos em sievert.

Esta grandeza foi definida em substituição à *dose equivalente de corpo inteiro*, H_{WB}, e à *dose equivalente efetiva*, H_E, mas o significado em proteção radiológica continua o mesmo.

5.6.3. Outras grandezas que mudaram de denominação

Dose equivalente comprometida (*committed equivalent dose*), $H(\tau)$, substituiu o *Equivalente de dose comprometida* (*committed dose equivalent*). A *dose efetiva comprometida* (*committed effective dose*), E(τ), *dose coletiva efetiva* (*collective effective dose*), $S = \Sigma E_i \cdot N_i$, surgiram em decorrência da mudança de denominação das grandezas correspondentes definidas no ICRP 26.

5.7. COEFICIENTE DE RISCO, *F*

O risco de *detrimento* ou *fatalidade* de indivíduos expostos à radiação ionizante se correlaciona com os valores de dose no tecido ou no corpo inteiro, por meio de coeficientes de risco, expressos em número de casos ocorridos por sievert de radiação absorvida, (*n/Sv*), ou seja,

$R_T = F_T \cdot H_T$ para um tecido ou órgão, ou

$R = F \cdot E$ para o indivíduo

Os valores dos coeficientes de risco dependem de muitos fatores, tais como: exposição única, fracionada ou crônica, tipo de radiação, tecido irradiado, detrimento considerado, idade, sexo, hábitos alimentares, grupo amostrado, habitat e, até, dos métodos utilizados para a sua determinação. Além disso, existe uma diferença muito importante entre o risco de ocorrência de um detrimento e o risco de fatalidade por ele provocada.

Na Tabela 5.14 são apresentados valores de coeficientes de probabilidade de fatalidade por câncer, numa população, para todas as idades, exposta a baixas doses.

Tabela 5.14 - Coeficiente de probabilidade de mortalidade numa população de todas as idades, por câncer, após exposição a baixas doses.

Tecido ou Órgão	Coeficiente de Probabilidade de Detrimento Fatal (10^{-4} Sv^{-1})	
	ICRP 26	ICRP 60
Bexiga	-	30
Medula óssea vermelha	20	50
Superfície óssea	5	5
Mama	25	20
Cólon	-	85
Fígado	-	15
Pulmão	20	85
Esófago	-	30
Ovário	-	10
Pele	-	2
Estômago	-	110
Tireoide	5	8
Restante	50	50
Total	125*	500+

* Este total é usado para trabalhadores e público geral.

\+ Este total só vale para público geral. O risco total de câncer fatal para a população trabalhadora é estimado em $400 \cdot 10^{-4} Sv^{-1}$.

Resumindo alguns valores das estimativas das probabilidades de efeitos biológicos induzidos pela radiação ionizante, divulgados pela ICRP 60, Anexo B, tem-se a Tabela 5.15.

Tabela 5.15 - Estimativas das probabilidades de efeitos biológicos induzidos pelas radiações ionizantes

Efeito fatal	População	Período de exposição	Modo de exposição	i
Câncer (total)	Trabalhadores	Vida toda	Dose baixa Taxa de dose baixa	4.0×10^{-2} Sv^{-1}
Câncer (total)	População	Vida toda	Dose baixa Taxa de dose baixa	5.0×10^{-2} Sv^{-1}
Câncer (num órgão específico)	Trabalhadores População	Vida toda	Dose baixa Taxa de dose baixa	Ver Tabela 5.14
Câncer de pele	Trabalhadores População	Vida toda	Dose alta ou baixa Taxa de dose baixa	$2x10^{-4}$ Sv^{-1}
Câncer de pulmão devido ao Radônio	Trabalhadores	Vida toda	Radiação de alto LET	(1-4)x 10^{-4} WLM^{-1} (3-10) por Jhm^{-3}

Na Tabela 5.16 pode-se perceber a diferença entre os valores do coeficiente de risco para incidência de um detrimento e de fatalidade pelo mesmo tipo de detrimento. Os riscos foram calculados tendo por base pessoas expostas à radiação ionizante e também à ultravioleta, na faixa etária de 18 a 64 anos e com dois modelos: o de *risco absoluto* e *risco relativo*, conforme descrito na ICRP 60.

Tabela 5.16 - Probabilidade de incidência e mortalidade de câncer de pele induzido por radiação ionizante

Risco de câncer de pele	Probabilidade ($10^{-2} \cdot Sv^{-1}$)	
	Incidência	**Mortalidade**
Modelo de risco absoluto	2,3	0,005
Modelo de risco relativo	9,8	0,08

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Norma CNEN NN-3.01, *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*, 01/09/2011.

Norma CNEN NE-3.01, *Diretrizes Básicas de Radioproteção*, 1988

ICRP 26, *Recommendations of the International Commission on Radiation Protection,* Annals of ICRP, vol. 1, No. 3, Pergamon Press, Oxford, 1977.

ICRP 30, *Limits for intakes of radionuclides by workers*, Annals of ICRP, vol. 2, No.3/4, Pergamon Press, Oxford, 1979

ICRP 60, *1990 Recommendations of the International Commission on Radiation Protection,* Annals of ICRP, vol. 21, No. 1-3, Pergamon Press, Oxford, 1979.

ICRU 33, *Radiation Quantities and Units,* International Commission on Radiation Units and Measurement, 7910 Woodmont Avenue, Washington, D.C. 20014, USA, 1980.

ICRU 47, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*, International Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, 1992.

ICRU 51, *Quantities and Units in Radiation Protection Dosimetry*, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, 1993.

ICRU 60, *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation*, International Commission on Radiation Units and Measurement, Bethesda, 2001.

IAEA, *Methods for Assessment Occupational Radiation Doses due to Intakes of Radionuclides*, Vienna, 2004.

DELACROIX, D., GUERRE, J.P., LEBLANC, P., HICKMAN, C., *Radionuclide and Radiation Protection Data Handbook,* Radiation Protection Dosimetry, vol. 76, No. 1-2, 1998.

NCRP Report, National Council on Radiation Protection and Measurement, 7910 Woodmont Avenue, Suite 400, Bethesda, MD 20814-3095, 1976.

Site do NIST: *www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/*

Manoel M.O. RAMOS e Luiz TAUHATA, *Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante*, Apostila do IRD, *www.ird.gov.br* - em Documentos, Material Didático e Apostilas, 2011.

David S. SMITH, Michael G. STABIN, *Exposure rate constants and lead shielding values for over 1,100 radionuclides*, Health Physics 102(3), p.271-291, 2012.

CAPÍTULO 6

DETECTORES DE RADIAÇÃO

6.1. PRINCÍPIOS DE OPERAÇÃO DOS DETECTORES DE RADIAÇÃO

6.1.1. Detectores de radiação

Detector de radiação é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, seja capaz de indicar a sua presença. Existem diversos processos pelos quais diferentes radiações podem interagir com o meio material utilizado para medir ou indicar características dessas radiações. Entre esses processos os mais utilizados são os que envolvem a geração de cargas elétricas, a geração de luz, a sensibilização de películas fotográficas, a criação de traços (buracos) no material, a geração de calor e alterações da dinâmica de certos processos químicos. Normalmente um detector de radiação é constituído de um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma esses efeitos em um valor relacionado a uma grandeza de medição dessa radiação.

6.1.2. Propriedades de um detector

Para que um dispositivo seja classificado como um detector apropriado é necessário que, além de ser adequado para a medição do mensurando, apresente nas suas sequências de medição algumas características, tais como:

a. *Repetitividade*, definida pelo grau de concordância dos resultados obtidos sob as mesmas condições de medição;

b. *Reprodutibilidade*, grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição;

c. *Estabilidade*, aptidão do instrumento conservar constantes suas características de medição ao longo do tempo;

d. *Exatidão*, grau de concordância dos resultados com o *"valor verdadeiro"* ou *valor de referência* a ser determinado;

e. *Precisão*, grau de concordância dos resultados entre si, normalmente expresso pelo desvio padrão em relação à média;

f. *Sensibilidade*, razão entre a variação da resposta de um instrumento e a correspondente variação do estímulo; e

g. *Eficiência*, capacidade de converter em sinais de medição os estímulos recebidos.

Quando se estabelecem as condições de medição incluem-se a manutenção do mesmo método, procedimento experimental, instrumento, condições de operação, local, condições ambientais e a repetição em curto período de tempo.

Na definição da exatidão está envolvido o *valor verdadeiro* ou *valor de referência.*

Obviamente que este valor é desconhecido ou indeterminado, pois sua existência implicaria numa incerteza nula. Assim, existe o *valor verdadeiro convencional* de uma grandeza, que é o valor atribuído e aceito, às vezes, por convenção, como tendo uma incerteza apropriada para uma dada finalidade e obtida com métodos de medição selecionados.

6.1.3. Eficiência de um detector

A eficiência de um detector está, normalmente, associada ao tipo e à energia da radiação e é, basicamente, a capacidade do detector de registrá-la. A eficiência de um detector pode ser definida de duas formas: *eficiência intrínseca* e *eficiência absoluta*. O registro de cada radiação no detector representa um sinal, que pode ser um pulso, um buraco, um sinal de luz, ou outro sinal qualquer, dependente da forma pela qual a radiação interage com o detector e dos subprodutos mensuráveis gerados.

Nota: Um detector pode ser considerado um transdutor, pois transforma um tipo de informação (radiação) em outro, que pode ser um sinal elétrico, luz, reação química, etc.

6.1.3.1. Eficiência intrínseca do detector

O tipo e a energia de radiação, normalmente, são fatores ligados às características intrínsecas do detector. A eficiência intrínseca pode ser escrita como:

$$\varepsilon_{\text{intr}} = \frac{\text{número de sinais registrados}}{\text{número de radiações incidentes no detector}}$$

Os fatores que influenciam a eficiência intrínseca do detector diferem para cada tipo. Entre eles estão o número atômico do elemento sensível do detector, estado físico do material, tensão de operação (para detectores que usam campo elétrico), sensibilidade da emulsão fotográfica (para filmes), e outros parâmetros que são ligados às características físico-químicas dos seus materiais constituintes.

6.1.3.2. Eficiência absoluta de um detector

A eficiência absoluta está relacionada não só com as suas características de construção, mas também com a fonte de radiação que está sendo medida, com o meio e com a geometria de medição. Pode ser escrita como:

$$\varepsilon_{\text{abs}} = \frac{\text{número de sinais registrados}}{\text{número de radiações emitidas pela fonte}}$$

Entre os fatores que influem na eficiência absoluta estão a distância do emissor, o tipo do feixe emitido (radial, colimado), o meio entre o detector e a fonte emissora, além daqueles que influenciam na eficiência intrínseca do detector.

6.1.4. Fatores que definem a escolha de detectores

6.1.4.1. Tipo da radiação

Como as radiações interagem de forma diferente com a matéria, dependendo de seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves, partículas carregadas pesadas ou nêutrons), a escolha do detector depende do tipo de radiação que se quer medir. Em geral, um detector que mede com grande eficiência um determinado tipo de radiação (por exemplo, fótons de alta energia) pode ser totalmente inadequado para medir outro tipo (por exemplo, radiação alfa).

6.1.4.2. Intervalo de tempo de interesse

Em alguns casos, o objetivo pode ser a medição *instantânea* da radiação, isto é, o número médio de radiações em um intervalo de tempo muito curto, por exemplo, ao se avaliar a radiação num local antes de realizar uma ação qualquer.

Em outros, se deseja registrar a *radiação acumulada durante um período de tempo*, como por exemplo, o período durante o qual foi exposto um trabalhador. Para cada finalidade deve ser utilizado um detector apropriado.

No primeiro caso, são utilizados os *detectores de leitura direta, ou ativos*, tais como os *detectores à gás* para medição da taxa de dose, os *cintilômetros*, os *detectores a semicondutor*.

No segundo caso estão incluídos os *detectores passivos*, que registram os eventos e podem ser processados posteriormente, como as emulsões fotográficas, os detectores de traço, os dosímetros termoluminescentes, lioluminescentes e citogenéticos.

Outro fato importante a considerar é como a radiação é emitida. Assim, no caso de raios X gerados por tubos que dispõem somente de um sistema de retificação no circuito de saída do transformador de alta tensão, deve-se utilizar um detector integrador, uma vez que a radiação é gerada de modo pulsado. Para uma fonte radioativa comum, pode-se utilizar um medidor de taxa de exposição ou de dose, uma vez que o fluxo de radiação é praticamente contínuo.

Para medições com espectrometria gama, de soluções de amostras ambientais, em que a atividade do radionuclídeo é muito baixa, na maioria das vezes, é necessário acumular um espectro por um período de várias horas, e até mesmo de vários dias, mesmo utilizando uma geometria de fonte apropriada.

6.1.4.3. Precisão, exatidão, resolução

Dependendo da utilização, a escolha do detector e do método de medição pode variar em relação ao grau de precisão, exatidão e resolução dos resultados desejados. Isto está ligado às diversas *incertezas envolvidas* no processo de medição e nas outras atividades relacionadas. Para medições ambientais resultados com incertezas de 20% podem ser considerados aceitáveis enquanto que, para trabalhos de produção de padrões de medições de atividade, uma incerteza de 0,5% pode ser considerada muito grande.

6.1.4.4. Condições de trabalho do detector

O detector utilizado em *trabalho de campo* tem que ter condições de robustez, portabilidade e autonomia diferentes das necessárias aos detectores operados em ambientes controlados de laboratório. Em situações extremas de ambiente, como por

exemplo, dentro do circuito primário de um reator, somente detectores especiais têm condições de operar. Essas condições de operação do detector irão muitas vezes determinar os materiais utilizados em sua construção. Detectores muito sensíveis a choques mecânicos ou que sofrem influência significativa de fatores ambientais, não são recomendados para medições em unidades móveis.

6.1.4.5. Tipo de informação desejada

Conforme a finalidade, pode-se desejar somente informações sobre o número de contagens, ou energia da radiação detectada. Em alguns casos se busca a relação com a dose absorvida, tempo vivo de medição ou distribuição em energia. O processamento dessa informação depende do detector escolhido e do mecanismo pelo qual a informação é coletada.

6.1.4.6. Características operacionais e custo

Outros fatores determinantes na escolha do detector são a facilidade de operação, facilidade e disponibilidade de manutenção e, finalmente, o custo do detector.

6.1.5. Especificações para monitores, dosímetros e sistemas de calibração

Os detectores necessitam obedecer a certos requisitos, para serem padronizados para o uso em Proteção Radiológica e em Metrologia das Radiações Ionizantes. Assim, além de possuir as características citadas no item 6.1.4, devem satisfazer a requisitos normativos, conforme será descrito a seguir.

6.1.5.1. Monitor de radiação

É um detector construído e adaptado para radiações e finalidades específicas e deve apresentar as seguintes propriedades, regidas por normas da IEC 731 ou ISO 4037-1:

- Limite de detecção adequado;
- Precisão e exatidão;
- Reprodutibilidade e repetitividade;
- Linearidade;
- Estabilidade a curto e longo prazo;
- Baixa dependência energética;
- Baixa dependência direcional, rotacional;
- Baixa dependência dos fatores ambientais; e
- Baixa dependência com a taxa de exposição.

Observando as características exigidas para um monitor, é fácil verificar que dificilmente um detector consegue satisfazer a todas elas. Assim, para cada tipo de finalidade, existem propriedades imprescindíveis, outras com possibilidade de introdução de fatores de correção e, finalmente, algumas que integram o elenco de suas deficiências. O peso de cada grupo destas propriedades depende muito do tipo de grandeza ou medição proposta na atividade. Muitas das deficiências são contornadas com a padronização do uso e do processamento dos dados experimentais.

Existem monitores individuais, monitores de área e monitores ambientais. Dentre os monitores individuais mais utilizados constam o filme dosimétrico, o dosímetro termoluminescente (TLD), o de silício e o de albedo. Alguns destes dispositivos, além de alarmes para valores de taxa ou de dose acumulada, apresentam a facilidade de leitura direta, possibilidade de transmissão de dados para um sistema ou estação de monitoração.

Os monitores de área podem ser fixos ou portáteis. Dentre os monitores fixos, existem os tipo portal, de mãos e pés, ou de medição constante da taxa de dose em determinada área. Já os monitores utilizados na monitoração ambiental, podem ser estações de monitoração, contendo diversos dispositivos de detecção, como filtros, detectores de traço, TLD, detectores ativos.

6.1.5.2. Dosímetro

É um monitor que mede uma grandeza radiológica ou operacional, mas com resultados relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano. Além das propriedades de um monitor ele deve ter:

- Resultados em dose absorvida ou dose efetiva (ou taxa);
- Ser construído com material tecido-equivalente;
- Possuir fator de calibração bem estabelecido;
- Suas leituras e calibrações são rastreadas a um laboratório nacional e à rede do BIPM;
- Incertezas bem estabelecidas e adequadas para sua aplicação;
- Modelo adequado para cada aplicação;
- Modelo adequado para cada tipo e intensidade de feixe.

Os dosímetros podem ser utilizados em medições absolutas, como por exemplo, a câmara de ar livre, câmara cavitária de grafite ou a câmara de extrapolação. Nas medidas relativas, onde é necessário conhecer o fator de calibração (rastreamento metrológico), são muito utilizadas as câmaras tipo dedal para fótons e elétrons, câmaras de placas paralelas para raios X de baixa energia e elétrons de alta energia, as câmaras esféricas de grande volume para proteção radiológica. Estes modelos descritos podem atuar como padrões de laboratórios, ser usadas em clínicas de radioterapia ou para dosimetria de feixes ou de indivíduos.

6.1.5.3. Sistema de calibração

Um sistema de calibração é um conjunto de detectores e unidades de processamento que permite medir uma grandeza radiológica de modo absoluto ou relativo e deve cumprir as seguintes exigências:

- Fator de calibração rastreado aos sistemas absolutos e ao BIPM;
- Aprovação em testes de qualidade (comparações interlaboratoriais, protocolos e sistemas já consagrados internacionalmente);
- Incertezas bem estabelecidas e pequenas;
- Resultados, rastreados ao BIPM, e acompanhados de certificados registrados;
- Fatores de influência sob controle;
- Fatores de interferência conhecidos; e
- Integrar os sistemas de um laboratório de calibração.

Dentre os sistemas de calibração mais conhecidos em metrologia de radionuclídeos destacam-se: o sistema de coincidência $4\pi\beta$-γ, o sistema de ângulo sólido definido, o de cintilação líquida e os sistemas relativos, tipo câmara de ionização tipo poço e espectrometria gama. Na dosimetria de feixes de radiação, existem os arranjos experimentais padronizados para calibrar aparelhos usados em proteção radiológica, radiodiagnóstico e radioterapia. Os sistemas para calibração em dose absorvida no ar, kerma no ar e dose equivalente na água, compõem as facilidades dos laboratórios nacionais de metrologia das radiações ionizantes.

6.1.5.4. Detector para medição de uma grandeza por definição

Em *Metrologia*, as grandezas, para serem bem definidas, necessitam ser dependentes de grandezas fundamentais da física, possuir um padrão e uma unidade bem estabelecidos e, principalmente, ser mensuráveis e rastreáveis ao BIPM.

Desta forma, grandezas que dependem de parâmetros adicionais cujos valores podem variar historicamente, ou que dependem de modelos teóricos para se determinar o seu valor, não podem ser consideradas *genuinamente* como grandezas. Por exemplo, a *dose efetiva comprometida*, não pode ser medida por nenhum equipamento, não possui um padrão estabelecido e o seu valor depende do modelo computacional de dosimetria interna para a sua obtenção. Da mesma forma, a *dose equivalente num tecido* ou a *dose efetiva* que dependem dos valores atribuídos aos fatores de peso da radiação e dos fatores de peso dos tecidos. Tais fatores são continuamente aperfeiçoados e modificados e, assim, produzir resultados diferenciados em cada época histórica. Além disso tais grandezas radiológicas não são mensuráveis e não possuem padrões associados.

Um detector que mede uma grandeza por definição, deve possuir como fundamentos de interação e detecção, as grandezas fundamentais envolvidas em sua definição. Por exemplo, uma câmara de ionização, que mede a *quantidade de carga* gerada pela ionização no ar encerrado no seu volume de *massa conhecida,* é um exemplo de instrumento que mede a *exposição por definição,* pois, $X = dQ/dm$. Existe uma unidade bem estabelecida ($C.kg^{-1}$) com padrões conhecidos de cada grandeza de dependência.

Observando as definições das grandezas radiológicas, poucas delas se enquadram nessa situação. A maioria não possui instrumentos que as meçam e não possuem padrões metrológicos estabelecidos, que permitem uma rastreabilidade ao BIPM.

6.2. DETECÇÃO UTILIZANDO EMULSÕES FOTOGRÁFICAS

6.2.1. Emulsões fotográficas

As emulsões fotográficas são normalmente constituídas de cristais (grãos) de haletos de prata (normalmente brometo) dispersos em uma matriz de gelatina. Cada grão tem aproximadamente 10^{10} átomos de Ag^{+}. As emulsões fotográficas utilizadas para detecção de radiação são similares às utilizadas em filmes fotográficos comuns, sendo que nas primeiras a concentração dos grãos de brometo de prata é várias vezes superior. A presença da prata metálica remanescente após o processo de revelação está relacionada à quantidade de radiação a que foi submetida a emulsão.

Nota: A emulsão fotográfica foi, de certa forma, o primeiro detector utilizado para radiação, pois, foi através de chapas fotográficas guardadas junto com material radioativo, que Becquerel descobriu, em 1896, a radioatividade natural.

6.2.2. Mecanismo de interação da radiação com as emulsões fotográficas

A ação da radiação na emulsão é semelhante a que ocorre com a da luz visível em chapas fotográficas comuns. A radiação, ao interagir com elétrons de átomos do brometo de prata faz com que apenas alguns átomos no grão sejam *sensibilizados* pela sua passagem, transformando os íons Ag^{+} em *Ag* metálica.

Em princípio, Essa quantidade de *Ag* transformada pode permanecer indefinidamente, armazenando uma *imagem latente* da trajetória da partícula na emulsão. No processo subsequente de revelação, uma solução reveladora tem a propriedade de converter todos os grãos de brometo de prata em prata metálica. Esse processo, no entanto, ocorre com velocidade muito maior nos grãos que já possuem alguns átomos sensibilizados, e o processo pode então ser interrompido após algum tempo, quando todos os grãos sensibilizados previamente já foram revelados. Isso é feito através do banho com uma solução fixadora, que contém ácido acético diluído, que interrompe rapidamente o processo. Nessa mesma solução, é colocado tiosulfato de sódio (*hipo*) que é utilizado para remover os grãos de *AgBr* não revelados, que são aqueles que não contém a imagem latente. Por fim, o filme é colocado em um banho de água, que tem a finalidade de remover a solução fixadora sendo posteriormente levado à secagem.

Se a chapa radiográfica for revelada muito tempo após sua exposição, parte da informação armazenada pode desaparecer gradualmente num processo denominado de *desvanecimento* (*fading*) devido à recombinação química que naturalmente ocorre no colóide de que é feita a emulsão fotográfica.

6.2.3. Interação de fótons e nêutrons com a emulsão fotográfica

A interação da radiação indiretamente ionizante, como fótons com energia acima da energia da luz visível, e nêutrons, tem baixa probabilidade de ocorrência diretamente com os átomos de *Ag* na emulsão. Normalmente o que ocorre é uma interação prévia dessas radiações resultando em elétrons secundários ou fótons de energia mais baixa que, por sua vez, têm maior facilidade de sensibilizar a emulsão.

No caso de fótons, para aplicações em raios X diagnóstico, telas com substâncias cintiladoras são normalmente utilizadas em contato com a emulsão, produzindo fótons adicionais de baixa energia que podem aumentar em até 10 vezes a sensibilização da emulsão. Para monitoração pessoal, o uso de filtros de cobre e chumbo entre a radiação e a emulsão, procura compensar a maior probabilidade de interação dos fótons de baixa energia em relação aos de energia mais alta.

Para a detecção de nêutrons térmicos normalmente são utilizadas folhas de cádmio ou de gadolínio entre a fonte e a emulsão, as quais, através da reação de captura dos nêutrons produzem radiação beta que irá sensibilizar o filme.

Nota: A utilização de emulsões fotográficas para a detecção de nêutrons rápidos ocorre por um mecanismo diferente do descrito. No caso desses nêutrons, a emulsão é utilizada como um detector de traços.

6.2.4. Aplicações da dosimetria com emulsões fotográficas

6.2.4.1. Monitoração pessoal de radiação X e gama

Os filmes fotográficos utilizados para monitoração pessoal têm dimensão reduzida, da ordem de alguns centímetros quadrados (por exemplo, 3 cm x 4 cm). São

acondicionados em envelopes à prova de luz. Para a monitoração, um ou mais filmes são colocados em monitores (ou *badges*), normalmente feitos de plástico, com algumas partes das áreas sensíveis cobertas por filtros de cobre e chumbo. Normalmente são colocadas em um monitor dois tipos de emulsão, uma mais sensível (para baixas doses) e outra menos sensível (para altas doses), para ampliar a capacidade de detecção dos fótons em quantidade e em energia.

Os filtros metálicos são necessários para a determinar a *energia efetiva* dos fótons, utilizada nas curvas de calibração de *densidade ótica x dose absorvida*. Isto porque a densidade ótica pode variar para a mesma dose absorvida, para diferentes valores de energia dos fótons. Além disso, durante o período de monitoração (um mês), o IOE recebe fótons de origem e energia variáveis, cujo modo e tempo de exposição, normalmente são desconhecidos, para cada tipo de radiação. Como os fótons que atingem o filme exposto possuem a mesma *energia efetiva* que os que atravessam os filtros metálicos de diferentes naturezas e espessuras, as razões entre as várias densidades óticas das partes recobertas do filme permitirão determinar o seu valor, devido à dependência dos diferentes coeficientes de atenuação lineares totais de cada filtro com a energia.

Na figura 6.1 é mostrada um dos modelos utilizados, com o posicionamento devido dos filtros e filmes.

A avaliação da dose utilizando dosímetros fotográficos é feita comparando-se a densidade ótica do filme após a revelação com a densidade ótica de outros filmes que foram irradiados com doses conhecidas com feixes padronizados. O equipamento utilizado é um densitômetro ótico, e consiste basicamente na medida da opacidade ótica do filme à transmissão da luz. A densidade ótica é uma medida da atenuação da luz transmitida pelo filme em relação à intensidade da luz incidente.

Normalmente o monitor é substituído a cada mês. O filme substituído é então processado e a dose acumulada no período é avaliada.

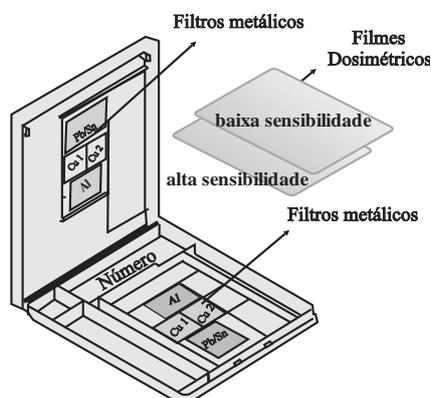



Figura 6.1 - Disposição dos filtros metálicos e dos filmes no monitor individual utilizado pelo IRD.

6.2.4.2. Uso em raios X diagnóstico

As emulsões fotográficas são utilizadas também para a obtenção de radiografias utilizadas em diagnósticos médicos. Como a atenuação e absorção da radiação com os materiais dependem do *Z* do material e de sua densidade, a radiação que atravessa diversos tipos de tecido irá interagir de forma diferente com eles, permitindo uma discriminação da composição do interior do corpo examinado por meio do feixe atenuado transmitido, o qual irá formar uma imagem latente na chapa fotográfica. Dessa forma é possível verificar fraturas em ossos, que atenuam mais a radiação que o tecido mole, identificar materiais estranhos no corpo e alterações de tecido provocadas por câncer.

Atualmente, muitos dos aparelhos que usavam chapas radiográficas como detectores, foram substituídos por detectores de estado sólido, como os de silício, e tem a informação processada com técnicas digitais, produzindo imagens diretamente em uma tela de computador.

Nota: Apenas alguns anos após terem sido inventados, os aparelhos de raios X já eram utilizados nos hospitais juntos aos campos de batalha para auxiliar na retirada de fragmentos de metal em ferimentos causados por balas e granadas.

6.2.4.3. Gamagrafia

De forma semelhante à utilizada para raios X diagnóstico, feixes de raios γ são usados para avaliação de estruturas na construção civil, na siderurgia e metalurgia. A radiação é mais absorvida na matéria mais densa e com mais alto Z e permite verificar a existência de bolhas e falhas no interior de grandes estruturas metálicas e de concreto, sem a necessidade de destruí-las.

Normalmente são utilizadas fontes de ^{60}Co, de ^{137}Cs e de ^{192}Ir. Podem ser utilizados também aparelhos de raios X de alta energia (acima de 400 keV).

Técnica utilizada principalmente em experimentos em biologia e pesquisa com plantas, a radioautografia consiste na colocação de uma emulsão fotográfica em contato com o material a ser analisado, que foi inoculado com a substância radioativa. Esse método permite o estudo da dinâmica de processos biológicos. Normalmente são utilizados como marcadores o ^{14}C e o ^{3}H. A radiação β emitida por esses radioisótopos permite mapear estes processos.

6.3. DETECTORES TERMOLUMINESCENTES

6.3.1. O mecanismo da termoluminescência

O volume sensível de um material termoluminescente consiste de uma massa pequena (aproximadamente 1 a 100 mg) de um material cristalino dielétrico contendo ativadores convenientes. Esses ativadores que podem estar presentes em quantidades extremamente pequenas (da ordem de traço, por exemplo), criam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência.

A radiação ionizante, ao interagir com os elétrons do material, cede energia aos mesmos pela ionização, que são aprisionados pelas armadilhas. Se o material é submetido a um aquecimento programado os elétrons aprisionados nas armadilhas são liberados, fazendo com que percam a energia nos centros de luminescência (Figura 6.2). A diferença de energia entre esses dois níveis é emitida através de um fóton na faixa da luz visível, da ordem de alguns eV.

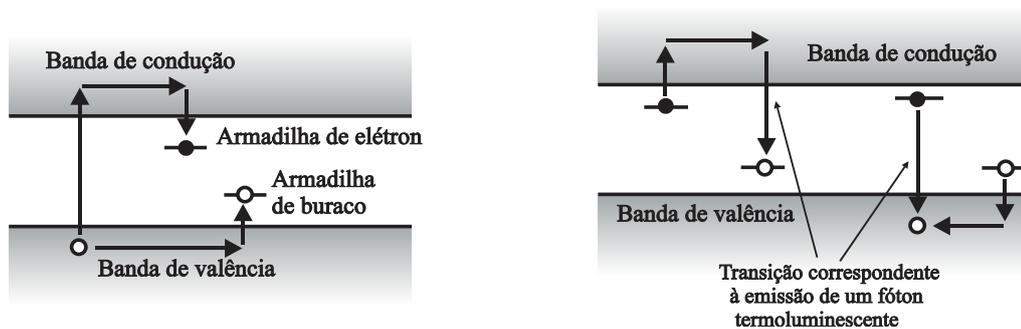



Figura 6.2 - Emissão de luz na termoluminescência.

6.3.2. Utilização na detecção e dosimetria de radiação

Para alguns materiais as armadilhas resistem bem à temperatura ambiente por períodos de tempo relativamente longos (maiores que 30 dias, por exemplo), ou seja, só liberam os elétrons e emitem luz após um tratamento térmico de algumas centenas de graus Celsius.

Como o sinal luminoso pode ser proporcional à radiação incidente, esses materiais são bastante convenientes para serem utilizados como dosímetros, principalmente pela sua característica de reutilização antes de apresentarem fadiga expressiva.

Ainda que somente uma parte pequena da energia da radiação depositada no material seja transformada em luz, com controle adequado do processo, é possível se obter boa reprodutibilidade na avaliação da dose acumulada.

6.3.3. Principais materiais termoluminescentes

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são o $CaSO_4:Dy$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio), o $CaSO_4:Mn$ (dopado com manganês); o *LiF* (fluoreto de lítio) e a CaF_2 (fluorita). No Brasil, o $CaSO_4:Dy$ (produzido no IPEN/CNEN-SP) e o *LiF,* são os mais utilizados.

As pedras semipreciosas, em sua maioria, apresentam propriedades termoluminescentes. Algumas podem até ser utilizadas como dosímetros em certas situações.

6.3.4. Leitor de TLD

O instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida é denominado *leitor* (ou leitora) TLD. É composto de um sistema que faz um aquecimento controlado, de uma válvula fotomultiplicadora, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação (display) do sinal, conforme a Figura 6.3.

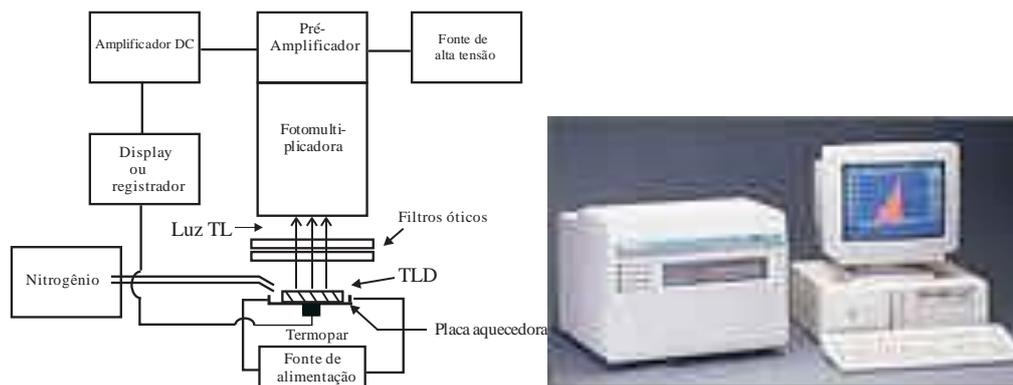



Figura 6.3 - Esquema e fotografia de uma leitora de TLD.

6.4. DETECTORES À GÁS

6.4.1. Uso de gases como detectores

Os detectores à gás constituem os tipos mais tradicionais e difundidos. Foram utilizados desde as experiências iniciais com a radiação ionizante. A interação das radiações com os gases provoca principalmente excitação e ionização dos seus átomos. Na ionização formam-se pares elétron-íon que dependem de características dos gases utilizados e da radiação ionizante. A coleta dos elétrons e dos íons positivos formados no volume sensível do detector é feita por meio de eletrodos que estabelecem campos elétricos e dispositivos apropriados e servem como uma medida da radiação incidente no detector.

6.4.2. Energia média para formação de um par de íons (*W*) em um gás

Quando uma radiação interage com um gás, ionizando-o, os elétrons arrancados pertencem normalmente às últimas camadas, com energias de ligação da ordem de 10 a 20 eV. Como nem toda interação resulta em ionização e o elétron atingido nem sempre pertence à última camada, *o valor da energia média para formação de um par de íons (W) em um gás* varia em torno de 20 a 45 eV para os gases mais utilizados. A Tabela 6.1 apresenta a energia média para formação de pares de íons em alguns gases.

Tabela 6.1 - Energia média para formação de pares de íons em alguns gases.

Gás	Valor W (eV/par de íon)	
	Elétrons rápidos	Partículas alfa
A	26,4	26,3
He	41,3	42,7
H_2	36,5	36,4
N_2	34,8	36,4
Ar	33,8	35,1
O_2	30,8	32,2
CH_4	27,3	29,1

Nota: Para o ar seco, que é constituído de uma mistura de gases, irradiado com raios X com energia até 50 MeV, o valor médio recomendado para W é de (33,97 ± 0,006) J/C.

W é função do tipo de gás e da radiação envolvida e o número médio de pares formados *N* é dado por:

$$N = M \frac{E}{W}$$

onde *E* é a energia que a radiação deposita no volume sensível do detector e *M* é o fator de multiplicação do gás.

6.4.3. Formação de pulso de tensão ou de corrente em detectores a gás

Nos detectores à gás, a carga gerada pelos pares de íons é coletada por meio do campo elétrico criado de forma conveniente por um circuito elétrico. A carga, ao atingir o eletrodo, produz uma variação na carga do circuito, que pode ser detectada e transformada em um sinal elétrico. Essa carga coletada no intervalo de tempo de medição corresponde a uma corrente, que pode ser avaliada utilizando-se eletrômetros. O modo de operação que mede a corrente média gerada em um intervalo de tempo é denominado *modo de operação tipo corrente*.

Outra forma de operar o detector é registrar o sinal gerado pela radiação, criando um pulso referente à variação de potencial correspondente. Esse modo é denominado *modo de operação tipo pulso*. Nesse caso, o número de pares de íons gerados e coletados corresponde também à intensidade (ou amplitude) do pulso gerado (ΔV) para o detector. Para gerar o pulso de tensão é necessária uma resistência *R* de carga, para que $\Delta V = R.\Delta I$, onde ΔI é o pulso de corrente proveniente da coleta da carga elétrica no anodo do detector.

6.4.4. Regiões de operação para detectores a gás

A probabilidade de interação da radiação com o gás, resultando na formação de pares de íons, varia com o campo elétrico aplicado (ou diferença de potencial aplicada) ao gás dentro do volume sensível. A Figura 6.4 mostra a variação do número de pares de íons em relação à variação do campo elétrico, para duas radiações de mesmo tipo e energias diferentes. Pode-se separar o intervalo de variação do campo elétrico em seis regiões, pelas características específicas de geração e coleta de carga. Essas regiões são:

- Região inicial não-proporcional;
- Região de saturação dos íons;
- Região proporcional;
- Região de proporcionalidade limitada;
- Região do Geiger-Müller; e
- Região acima da região do Geiger-Müller ou região de descarga contínua.

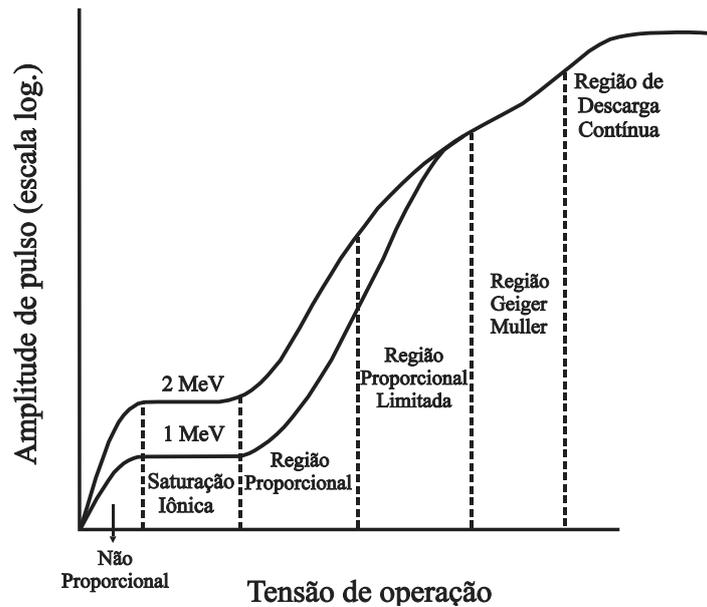



Figura 6.4 - Regiões de operação para detectores a gás.

6.4.4.1. Região inicial não-proporcional

Nessa região, os pares de íons são formados, mas como o campo elétrico é muito fraco, ocorre um processo de recombinação dos íons e somente parte das cargas geradas é coletada. À medida que a diferença de potencial cresce, os íons são atraídos para os polos elétricos e não têm condições de se recombinar. Nessa região é gerada uma carga, mas a amplitude do pulso pode variar sem proporcionalidade com a quantidade ou a energia da radiação incidente. Essa região não é conveniente para a operação de detectores.

6.4.4.2. Região de saturação de íons

Após um determinado valor do campo elétrico todos os íons formados são coletados, e o sinal é então proporcional à energia da radiação incidente. O valor do sinal permanece o mesmo para um intervalo de variação do campo elétrico, em que a coleta das cargas não traz nenhum processo adicional. Nessa região de campo elétrico é que operam os detectores tipo câmara de ionização.

6.4.4.3. Região proporcional

Com o aumento do campo elétrico, os elétrons acelerados têm energia suficiente para arrancar elétrons de outros átomos e, dessa forma, criar novos pares de íons. Ocorre então uma multiplicação, que é linearmente proporcional ao número de pares de íons gerados pela radiação primária. Essa região é também chamada de região de proporcionalidade verdadeira, onde operam os detectores proporcionais. O sinal inicial é multiplicado por um fator de 10^2 a 10^4 vezes, dependendo do gás e da tensão aplicada. O sinal coletado na maioria das vezes precisa ser pouco amplificado, o que facilita seu processamento.

6.4.4.4. Região de proporcionalidade limitada

Continuando a aumentar o campo elétrico, a *multiplicação do gás passa a sofrer efeitos não-lineares,* não guardando mais a relação de proporcionalidade com o número de pares de íons gerados inicialmente. Os elétrons criados pela multiplicação são rapidamente coletados no anodo, enquanto que os íons positivos se movem mais lentamente para o catodo. A concentração dessa nuvem de íons positivos tem como efeito criar uma carga espacial próxima ao catodo, alterando a forma do campo elétrico no detector. Como as multiplicações subsequentes dependem do valor do campo elétrico surgem as não-linearidades que afetam a proporcionalidade. Nessa região os detectores não operam.

6.4.4.5. Região Geiger-Müller

Se a voltagem aplicada for suficientemente alta, a carga espacial criada pelos íons positivos passa a ser tão grande que a perturbação que cria no campo elétrico interrompe o processo de multiplicação. Nesse caso o número de pares de íons criados passará a ser sempre da mesma ordem, independentemente do número de pares criados originalmente e, portanto o sinal será independente da energia da radiação. Esta região é utilizada para operar os detectores do tipo Geiger-Müller.

6.4.4.6. Região de descarga contínua

Um aumento ainda maior no valor do campo elétrico irá ocasionar o surgimento de centelhas, não havendo mais relação com o número de íons formados. Nessa região não operam os detectores e, se operados nessa região, podem ser danificados.

6.4.5. Câmaras de ionização

A câmara de ionização opera na região de saturação de íons e para cada par de íons gerado pela partícula no interior do volume sensível do detector gasoso um sinal é coletado. Apesar disso, a corrente coletada é muito baixa, normalmente da ordem de pico ampére (10^{-12} *A*), e precisam ser utilizados amplificadores para que o sinal possa ser convenientemente processado. As câmaras de ionização trabalham normalmente no modo corrente e se convenientemente construídas, utilizando o ar como elemento gasoso, são capazes de medir diretamente a grandeza *exposição.*

Em função de sua grande estabilidade ao longo do tempo (da ordem de 0,1 % de variação ao longo de muitos anos), as câmaras de ionização são muito utilizadas também como instrumentos de referência para calibração, pois eliminam a necessidade de recalibrações frequentes.

Alguns tipos de detectores especiais funcionam dentro do modo de câmara de ionização. Entre eles podem ser citados:

- *Câmara de ionização de ar livre (free air chambre)*:
  Consiste de uma estrutura convenientemente montada e aberta de forma que a interação com radiação é medida diretamente no ar, ou seja, o volume sensível do detector é menor que o do recipiente em que está contido. A camada de ar entre o volume sensível e as paredes da câmara faz com que o volume sensível não sofra influência da interação da radiação com as paredes.

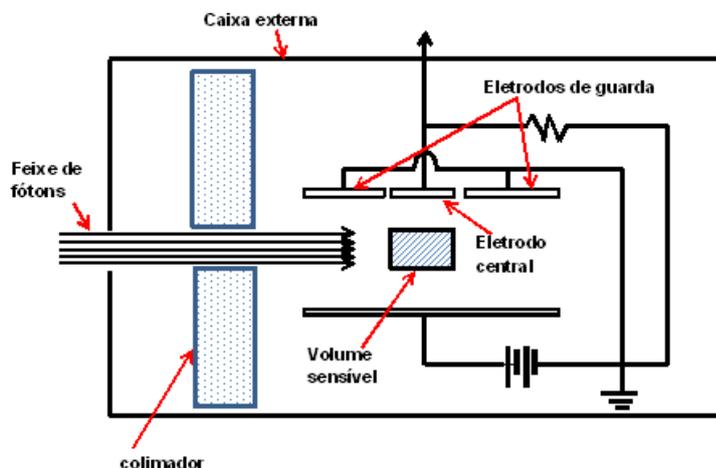



Figura 6.5 - Esquema da câmara de ionização tipo *free-air*.

- *Caneta dosimétrica:*
  Muito utilizada em monitoração pessoal, consiste em uma câmara de ionização onde um fio de quartzo serve como cursor para indicar a exposição (ou dose) acumulada. Utilizando um carregador, insere-se, sob pressão, a caneta para ser *zerada*. Na prática significa que lhe foi fornecida uma carga elétrica máxima, que vai se esvaindo com o surgimento dos elétrons e íons formados pela radiação, dentro do volume da câmara. Assim, o fio de quartzo vai se aproximando do eletrodo de carga de mesmo sinal e, pela lente, observa-se a leitura da exposição ou dose absorvida, conforme mostra a Figura 6.6.

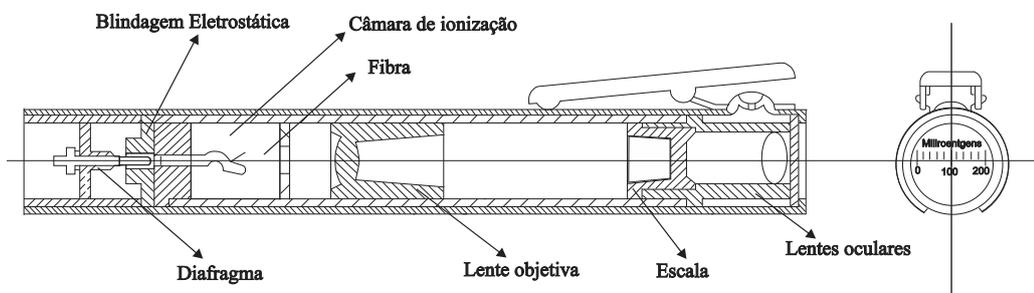



Figura 6.6 - Caneta dosimétrica.

- *Câmara de ionização portátil:*
  É uma câmara de ionização a ar ou gás sob pressão, destinada a medições de taxas de exposição, taxa de dose e dose acumulada, para radiações X e gama e, às vezes, beta. É construída de material de baixo *Z* ou tecido-equivalente.
  É um equipamento destinado à medida da *exposição* ou *taxa de exposição*, bem como dose absorvida no ar. Com o uso de uma capa de material tecido-equivalente adicional de *build up*, esta câmara permite determinar a dose absorvida no tecido ou mesmo a dose efetiva, dependendo da escala.

Figura 6.7 - Câmara de ionização, portátil, tipo *babyline*, com faixa de medição de *0,1 mR.h*$^{-1}$ *a 50 R.h*$^{-1}$ *(1* μ*Sv.h*$^{-1}$ *a 500 mSv.h*$^{-1}$*)*, para detecção de radiações X, gama e beta em instalações nucleares, clínicas de medicina nuclear, radiodiagnóstico e radioterapia.

Figura 6.8 - Câmara de ionização pressurizada, portátil, para medição de níveis baixos de radiação X e gama, provenientes da radiação de fundo, fugas de aparelhos usados em radiodiagnóstico e radioterapia e radiação espalhada.

- *Câmara de ionização tipo poço:*
  A câmara de ionização é montada de forma que a fonte radioativa a ser medida possa ser introduzida no *poço* criando uma condição de eficiência de praticamente 100 %. É muito utilizada na medição de atividade de fontes radioativas, na guarda dos fatores de calibração num laboratório nacional de calibração de radionuclídeos e na determinação da atividade de radiofármacos em clínicas de medicina nuclear.

(a) (b)

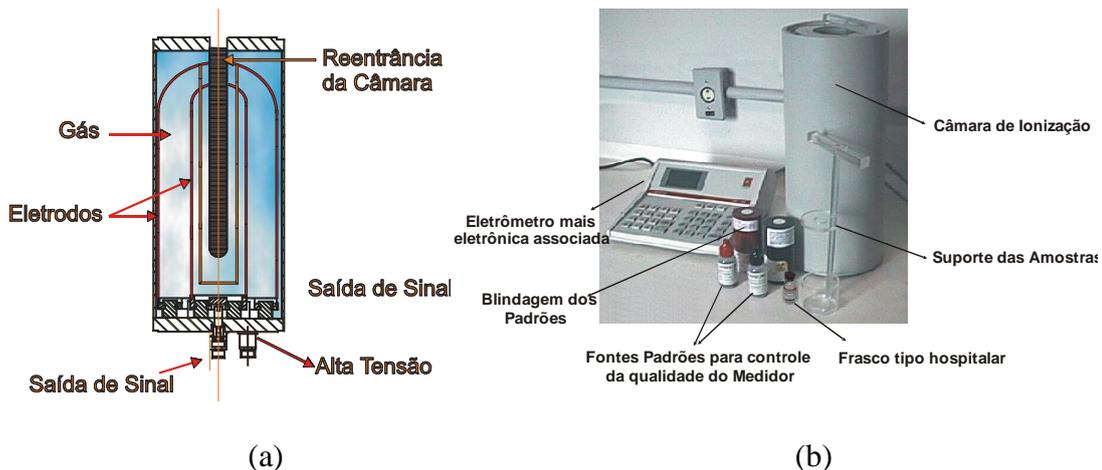



Figura 6.9 - (a) Vista interna da câmara de ionização Centronic IG-11, do LNMRI; (b) Foto da câmara NPL-CRC - Capintec fabricada pela Southern Scientific plc e pertencente ao LNMRI.

- *Câmara de extrapolação:*
  Câmara de ionização equipada com um micrômetro que permite variar a distância entre os eletrodos, que é denominada de profundidade da câmara, utilizada principalmente pelos laboratórios de calibração para calibrar fontes emissoras de radiação beta, utilizando a técnica de extrapolação (Figura 6.10).

Figura 6.10 - Câmara de extrapolação modelo PTW 23391.

- *Câmara tipo dedal*
  É uma câmara cilíndrica muito utilizada em radioterapia para medições de dose absorvida a ser aplicada em pacientes, sendo constituída de um pequeno volume de ar ou gás, encerrado num cilindro de paredes finas e ponta arredondada, feito de material tecido equivalente, e com um eletrodo central.
  O regime de operação é o do equilíbrio eletrônico, sendo a corrente captada nas medições muito baixa, necessitando de um eletrômetro de alta qualidade e estabilidade para registrá-la. Na Figura 6.11 tem-se uma foto de um dosímetro Farmer modelo 2570 A, da Nuclear Enterprise, com uma câmara dedal, modelo 2571 de 0,69 cm^3 de volume capa de equilíbrio eletrônico de 3,87 mm.

Figura 6.11 - Dosímetro Farmer modelo 2570A, da Nuclear Enterprise.

6.4.6. Detectores proporcionais

Os detectores proporcionais foram introduzidos no início dos anos 40. Operam quase sempre no modo pulso e se baseiam no fenômeno de multiplicação de íons no gás para amplificar o número de íons originais criados pela radiação incidente. Os pulsos originados são muitas vezes maiores do que aqueles das câmaras de ionização e, por esse motivo, os detectores proporcionais são muito convenientes para as medições de radiação onde o número de pares de íons é muito pequeno para permitir uma operação satisfatória de uma câmara de ionização.

Dessa forma, uma das aplicações importantes de detectores proporcionais, é a detecção e espectroscopia de raios X, elétrons de baixa energia e radiação alfa. Contadores proporcionais são também largamente aplicados na detecção de nêutrons, utilizando reações nucleares tipo (n,p), (n,α). O material que reage com os nêutrons é colocado dentro do proporcional, podendo ser o próprio gás de preenchimento.

Os detectores proporcionais são construídos na maior parte das vezes de forma cilíndrica. O motivo é que para uma mesma tensão, o uso de fios finos como anodos pode criar campos elétricos muito maiores que se forem utilizados anodos em forma de placas. A Figura 6.12 mostra o esquema de um detector proporcional cilíndrico. A Figura 6.13 mostra um detector proporcional pressurizado plano, utilizado para avaliação de contaminação superficial.

Alguns tipos especiais de detectores proporcionais são de grande utilidade para usos específicos. Um deles é o detector 4π, onde a fonte é totalmente inserida dentro do volume sensível, o que permite uma eficiência de contagem de praticamente 100% para radiações de baixa energia (ordem de até dezenas de keV).

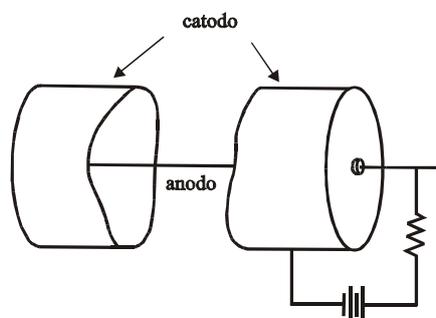



Figura 6.12 - Esquema de um detector proporcional cilíndrico.

Figura 6.13 - Detector proporcional portátil para medição de contaminação superficial.

6.4.7. Detectores Geiger-Müller

Os detectores Geiger-Müller foram introduzidos em 1928 e, em função de sua simplicidade, baixo custo, facilidade de operação e manutenção, são utilizados até hoje. Como apresenta o pulso de saída de igual amplitude, independentemente do número de íons iniciais, o detector G-M funciona como um contador, não sendo capaz de discriminar energias. Para cada partícula que interage com o volume sensível do detector, é criado um número da ordem de 10^9 *a* 10^{10} pares de íons. Assim, a amplitude do pulso de saída formado no detector é da ordem de volt, o que permite simplificar a construção do detector, eliminando a necessidade de um pré-amplificador.

Para a contagem de partículas carregadas, a maior dificuldade é a sua absorção nas paredes do detector. Por esse motivo, são feitas janelas de material leve e fino, que permitem que elétrons e partículas α penetrem no volume sensível do detector.

Para radiação γ, a resposta do detector ocorre de forma mais indireta, através das interações da radiação incidente com as paredes do detector, gerando radiação secundária (normalmente elétrons) que vai interagir com o volume sensível do detector.

Normalmente os detectores G-M não são utilizados para a detecção de nêutrons, em função da baixa seção de choque de interação dos gases comumente utilizados para nêutrons. Além disso, detectores proporcionais têm geralmente melhor resposta e permitem a espectroscopia dessas partículas.

Embora os detectores G-M não tenham condições de medir nenhuma grandeza radiológica e nem a energia das radiações, eles podem ser utilizados para estimar grandezas como dose e exposição, ou suas taxas, utilizando artifícios de instrumentação e metrologia. Nesse caso, são normalmente calibrados para uma energia determinada (por exemplo, a do ^{60}Co) e os valores dessas grandezas são calculados através da fluência.

Na maioria dos casos, suas escalas, por exemplo, para medição de dose absorvida ou taxa de dose absorvida, são construídas utilizando-se uma câmara de ionização que mede esta grandeza ou a sua taxa e, para cada ponto, substituída pelo detector G-M, onde é anotado o valor da grandeza ou taxa.

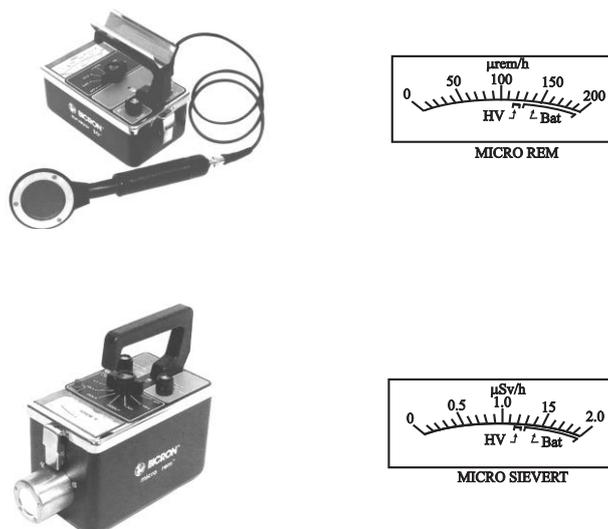



Figura 6.14 - Detectores G-M utilizados para medição de taxa de contagem ou convertidos para taxa de exposição e equivalente de dose ambiente.

Figura 6.15 - Detector Geiger, tipo pancake, para medição de contaminação superficial com janela de mylar aluminizado, para radiação alfa, beta e gama.

Figura 6.16 - Sonda G-M para detecção beta e gama, com janela metálica muito fina.

Nota: No uso como monitores de área, são calibrados normalmente para taxa de exposição, mas sob certas circunstâncias (energias diferentes da utilizada para calibração ou campos mistos de radiação, por exemplo) suas leituras podem ter um erro de 2 a 3 vezes o valor real da medição.

6.5. DETECTORES À CINTILAÇÃO

A utilização de materiais cintiladores para detecção de radiação é muito antiga - o sulfeto de zinco já era usado nas primeiras experiências com partículas α - e continua sendo uma das técnicas mais úteis para detecção e espectroscopia de radiações.

6.5.1. Características importantes de materiais cintiladores

Algumas das características ideais de um bom material cintilador são que:

- transforme toda energia cinética da radiação incidente ou dos produtos da interação em luz detectável;
- a luz produzida seja proporcional à energia depositada;
- seja transparente ao comprimento de onda da luz visível que produz;
- tenha boa qualidade ótica, com índice de refração próximo ao do vidro (aprox. 1,5);
- seja disponível em peças suficientemente grandes para servir para construção de detectores; e
- seja facilmente moldável e/ou usinável para construir geometrias adequadas de detectores.

Embora seja difícil encontrar um material que reúna todas essas condições ideais, alguns materiais apresentam boas características para sua utilização.

6.5.2. Eficiência de cintilação

A eficiência de cintilação para um cintilador é definida como a *fração da energia de todas as partículas incidentes que é transformada em luz visível*. Existe uma série de interações da radiação com o material cintilador com transferência de energia e, a desexcitação, não ocorre através da emissão de luz, mas principalmente sob a forma de calor.

6.5.3. Emissão de luz em materiais cintiladores inorgânicos

O mecanismo de cintilação em materiais inorgânicos depende dos estados de energia definidos pela rede cristalina do material. Dentro dos materiais isolantes ou semicondutores, os elétrons têm disponíveis para ocupar somente algumas bandas discretas de energia. A banda de valência representa os elétrons que estão essencialmente ligados aos sítios da rede cristalina, enquanto que a banda de condução representa os elétrons que têm energia suficiente para migrar livremente através do cristal. Existe uma banda de energia intermediária, denominada banda proibida, onde os elétrons não deveriam ser encontrados. Quando determinadas substâncias são introduzidas no cristal (ainda que em quantidades muito pequenas) são criados sítios especiais na rede cristalina dentro da chamada banda proibida, como mostra a Figura 6.17.

Os elétrons da banda de valência ao receberem energia suficiente da radiação, ocupam os níveis de energia criados pela presença do ativador. Ao se desexcitarem e retornarem aos níveis de valência, os elétrons emitem a energia referente à diferença dos níveis, na forma de fótons, que são então propagados pela estrutura cristalina. A produção dos fótons é proporcional à energia da radiação e a eficiência de detecção irá variar com a radiação e com o material utilizado como cintilador.

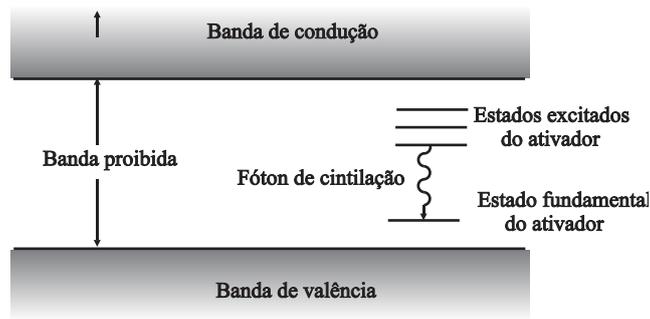



Figura 6.17 - Estrutura de bandas de energias em um cintilador cristalino ativado.

6.5.4. A válvula fotomultiplicadora

Um dispositivo fundamental para a utilização dos detectores à cintilação é a fotomultiplicadora, que *transforma os sinais luminosos produzidos pela radiação*, usualmente muito fracos, *em sinais elétricos* com intensidade conveniente para serem processados em um sistema de contagem ou de espectroscopia.

A Figura 6.18 apresenta o esquema de uma fotomultiplicadora. Os dois elementos principais são o fotocatodo e a estrutura de multiplicação de elétrons. A função do fotocatodo, que é acoplado ao detector onde ocorre a cintilação (no caso, o cristal detector), é transformar em elétrons os sinais luminosos originados pela interação com a radiação.

Como, normalmente, os fótons produzidos no cristal pela interação de uma partícula são apenas algumas centenas, o número de elétrons gerados pelo fotocatodo também é muito pequeno. Em consequência, o sinal gerado seria muito pequeno para ser convenientemente processado. O número de elétrons produzidos originalmente pelos fótons no fotocatodo é então multiplicado pelo conjunto de dinodos adequadamente arranjados. Cada dinodo funciona como um elemento de multiplicação: o elétron que sai do estágio anterior, é acelerado pelo dinodo seguinte, ganha energia, e ao colidir com a superfície do dinodo arranca um número maior de elétrons, que são atraídos e acelerados para o próximo estágio e assim sucessivamente.

Um conjunto típico de dinodos consegue a multiplicação por um fator de 10^5 a 10^6, com a produção de 10^7 a 10^9 elétrons, carga suficiente para gerar um pulso de tensão ao ser coletada no anodo da fotomultiplicadora. O fenômeno de multiplicação de elétrons é também conhecido como emissão secundária.

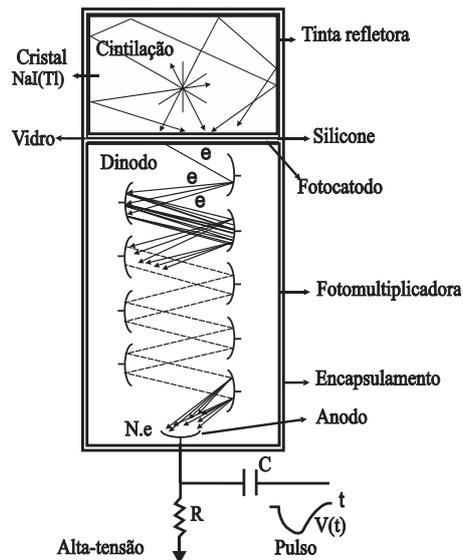



Figura 6.18 - Elementos básicos de uma válvula fotomultiplicadora.

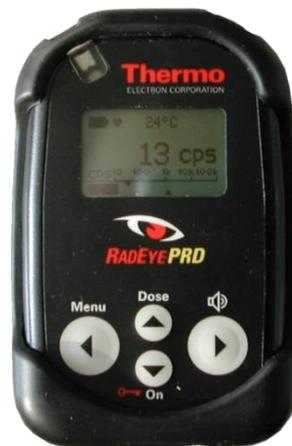



Figura 6.19 - Cintilômetro portátil Rad Eye PRD, de alta sensibilidade, utilizado em atividades de triagem e localização de fontes emissoras de radiação gama.

Figura 6.20 - Espectrômetro gama, com *NaI(Tl)+GM* e analisador multicanal, portátil, que permite determinar a energia da radiação, obter o espectro e identificar o radionuclídeo.

6.5.5. Materiais cintiladores

6.5.5.1. O iodeto de sódio

O iodeto de sódio ativado com o tálio - *NaI(Tl)* - é um dos materiais mais utilizados, pelas suas características de resposta à radiação, pela facilidade de obtenção do cristal em peças grandes e de se obter o cristal *dopado* com tálio. Além de sua capacidade de produção de luz visível, o *NaI(Tl)* responde linearmente num grande intervalo de energia para elétrons e raios γ. O iodeto de sódio é um material altamente higroscópico, e para evitar sua deterioração pela umidade, é encapsulado, normalmente com alumínio. Com este encapsulamento o detector perde a capacidade de detectar elétrons, uma vez que estes não conseguem atravessá-lo.

Os detectores de NaI(Tl) são muito utilizados em laboratórios de pesquisa, compondo vários sistemas de calibração, sendo também utilizados como detectores e sondas portáteis em Proteção Radiológica. Como ele pode ser construído em vários formatos e dimensões, cristais de grandes dimensões são utilizados em gama-câmaras, em clínicas de medicina nuclear.

Figura 6.21 - Gama-câmara de duas cabeças, com detector de NaI(Tl) planar de grandes dimensões, utilizado em diagnóstico com radiofármacos em órgãos e corpo inteiro, em medicina nuclear.

Nota: Após quatro décadas sem nenhum destaque entre os materiais disponíveis para cintilação, em 1948 foi demonstrado por Robert Hofstadter que o NaI(Tl) tinha um rendimento excepcional na produção de luz em relação aos outros materiais utilizados na época. Seu emprego praticamente inaugurou uma nova era na espectrometria gama.

6.5.5.2. O iodeto de césio

O iodeto de césio ativado com tálio ou com sódio [*CsI(Tl)* e *CsI(Na)*] é outro material bastante utilizado como detector de cintilação. Sua principal qualidade em relação ao iodeto de sódio é seu maior coeficiente de absorção em relação à radiação gama, permitindo a construção de detectores mais compactos. Além disso, tem grande resistência a choques e a vibrações, em função de ser pouco quebradiço.

6.5.5.3. O germanato de bismuto

O detector de germanato de bismuto ou *BGO* – $Bi_4Ge_3O_{12}$ – tornou-se disponível no final dos anos 70 e rapidamente passou a ser utilizado em um grande número de aplicações. A principal vantagem do *BGO* é sua alta densidade (7,3 g/cm^3) e o elevado número atômico do bismuto, o que faz dele o detector com maior probabilidade de interação por volume entre os mais comumente utilizados.

Outra característica do *BGO* é ser um cintilador inorgânico puro, isto é, não necessita de um ativador para promover o processo de cintilação. Isso ocorre porque a luminescência está associada à transição ótica do Bi^{3+}. Comparado ao iodeto de sódio, tem, além disso, boas propriedades mecânicas e de resistência à umidade. As principais desvantagens do cristal de *BGO* são: sua baixa produção de luz, aproximadamente 10 a 20% daquela produzida em iguais condições pelo iodeto de sódio e seu custo, que é duas a três vezes o deste último.

6.5.5.4. Sulfeto de zinco ativado

O sulfeto de zinco ativado - *ZnS(Ag)* - é um dos cintiladores inorgânicos mais antigos. Tem alta eficiência de cintilação, comparável à do *NaI(Tl),* mas só é disponível como pó policristalino, sendo seu uso limitado a telas finas, por ser opaco à luz, utilizadas principalmente para partículas α e íons pesados.

Nota: As telas de sulfeto de zinco foram utilizadas por Rutherford em suas experiências clássicas sobre a estrutura da matéria.

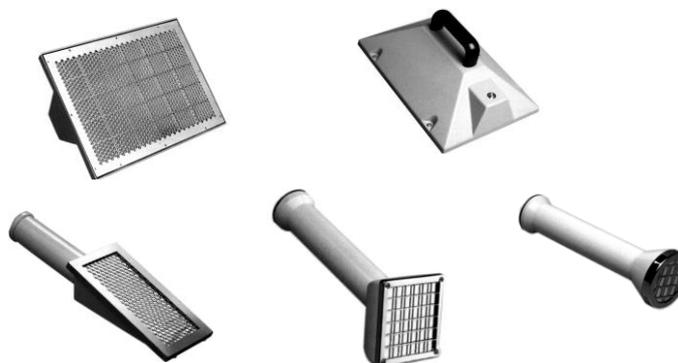



Figura 6.22 - Sondas de sulfeto de zinco para medição de contaminação superficial (alfa).

6.5.6. Emissão de luz em materiais cintiladores orgânicos

O processo de fluorescência em materiais orgânicos ocorre a partir de transições na estrutura dos níveis de energia de uma molécula isolada e pode ser observado para uma dada espécie molecular independentemente de seu estado físico, o que não ocorre no caso dos materiais orgânicos cristalinos, que dependem de uma estrutura cristalina para que ocorra o processo de cintilação.

As moléculas dos materiais orgânicos termoluminescentes têm normalmente estados excitados com espaçamento em energia bastante elevados comparados às energias térmicas médias (0,025 eV). Esses níveis são subdivididos em subníveis, com pequenas diferenças de energia entre eles (ver Figura 6.23).

Um processo de excitação, como o causado pela radiação, irá fazer com que esses níveis mais elevados de energia sejam povoados por elétrons em seus vários subníveis. O equilíbrio dentro dos subníveis faz com que os elétrons caiam, após um intervalo de tempo desprezível, dentro do nível para os subníveis mais baixos, através de um processo sem emissão de radiação. Em um segundo passo, a molécula tende a voltar ao seu estado não-excitado. O retorno do elétron do nível excitado para um dos níveis do estado fundamental irá ocasionar a emissão da energia excedente em forma de fóton.

6.5.7. Materiais cintiladores orgânicos

Somente dois materiais alcançaram grande popularidade como cintiladores cristalinos orgânicos: o antraceno e o estilbeno. O antraceno é um dos materiais orgânicos mais antigos utilizados para cintilação e tem a característica de ter a maior eficiência de cintilação entre os materiais orgânicos. Os dois materiais são relativamente frágeis e difíceis de obter em grandes peças. Além disso, a eficiência de cintilação depende da orientação da partícula ionizante em relação ao eixo do cristal.

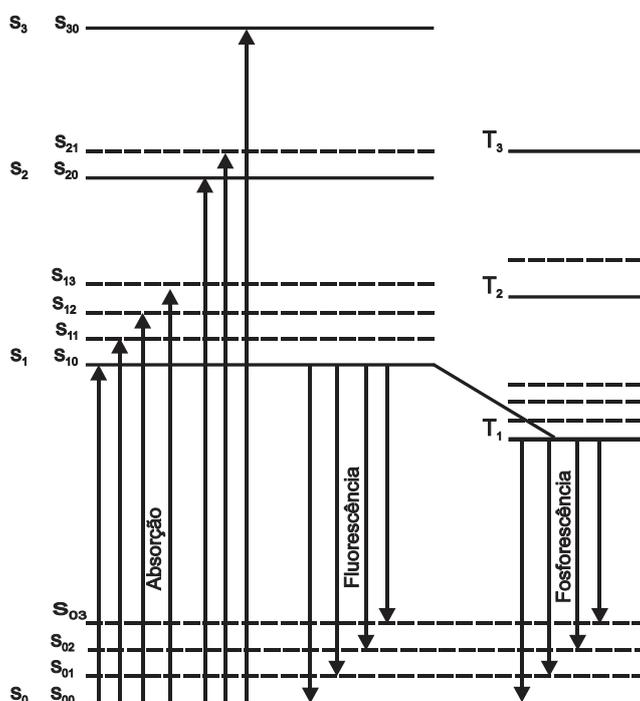



Figura 6.23 - Níveis de energia em uma molécula orgânica.

6.5.8. Cintiladores plásticos

Utilizando cintiladores líquidos que podem ser polimerizados é possível produzir soluções cintiladoras sólidas. Um exemplo é o monômero de estireno no qual é dissolvido um cintilador orgânico apropriado. Os plásticos tornaram-se uma forma extremamente útil de cintiladores orgânicos, uma vez que podem ser facilmente moldados e fabricados. O preço baixo e facilidade de fabricação tornaram sua escolha praticamente exclusiva quando se necessita de cintiladores sólidos de grande volume.

6.6. DETECTORES À CINTILAÇÃO LÍQUIDA

6.6.1. A solução cintiladora

Uma solução cintiladora, ou coquetel de cintilação, é constituído por duas ou mais substâncias que possuem a função de produzir fótons, com comprimentos de onda adequados à máxima sensibilização do tubo fotomultiplicador utilizado, e ao mesmo tempo servir de suporte de fonte para a amostra radioativa que se deseja medir.

Constituintes de um coquetel de cintilação

- *Frasco de cintilação*: possui a função de conter a solução cintiladora assegurando-lhe estabilidade durante o tempo que for necessário, devendo ser mantido hermeticamente fechado.
- *Solvente*: normalmente são hidrocarbonetos aromáticos com a finalidade de absorver a energia liberada pelas partículas, transferindo-a para outras moléculas existentes no coquetel de cintilação, que emitirão os fótons desejados. Entre as substâncias mais utilizadas encontra-se o tolueno, que apresenta as seguintes características: baixo ponto de solidificação; custo reduzido; fácil disponibilidade no mercado; e elevado rendimento luminoso. O benzeno não é utilizado porque possui um rendimento luminoso muito baixo e um ponto de solidificação elevado.
- *Cintilador primário*: possui a função principal de absorver a excitação das moléculas do solvente e emitir esta energia absorvida em forma de luz. Deve apresentar as seguintes características: emitir fótons em grande quantidade, com curta duração e faixa de frequência adequada à máxima sensibilidade da fotomultiplicadora que estiver sendo utilizada; ser suficientemente solúvel nas condições de trabalho exigidas; e ser quimicamente estável, não reagindo com os outros componentes da solução. As principais substâncias básicas usadas nos melhores cintiladores primários são as de natureza aromática, como bifenil, oxidiazol, naftaleno, oxazol e fenil. Como exemplo de cintiladores primários que utilizam algumas destas substâncias básicas tem-se:

    - *PPO (Fenil-Fenil-Oxazol)* - É um dos cintiladores primários mais utilizados, apresentando boa solubilidade na presença de soluções aquosas e em baixas temperaturas. Possui uma emissão máxima de *3800 Å* e deve vir acompanhado de um cintilador secundário, para que a sua faixa de resposta máxima seja aproximada da faixa de sensibilidade das fotomultiplicadoras, entre *4200 Å a 4400 Å*, dos antigos sistemas de cintilação líquida;
    - *p-terfenil* - Foi o mais utilizado nos primeiros trabalhos com cintilação líquida, mas teve que ser abandonado por apresentar pouca solubilidade em baixas temperaturas, mesmo sendo quimicamente estável e também mais econômico e eficaz que o *PPO*;
    - *PBD (Fenil-Bifenil-Oxidiazol)* - É um excelente cintilador, tanto em relação a sua eficiência luminosa como pelo comprimento de onda que emite, porém possui baixa solubilidade e é mais caro que o *PPO*;
    - *butil-PBD* - Apresenta boa solubilidade, alta eficiência luminosa, preço equivalente ao do *PPO*, não apresenta auto-extinção e possui uma grande

resistência à extinção luminosa. É o cintilador primário que apresenta as melhores características.

- *Cintilador secundário*: o primeiro motivo para a adição dos cintiladores secundários aos coquetéis de cintilação foi para que absorvessem os fótons emitidos pelos cintiladores primários e emitissem outros em uma faixa de frequência menor, adequando-os à faixa de sensibilidade máxima das fotomultiplicadoras usadas nos primeiros sistemas de detecção. Atualmente é utilizado com a finalidade de reduzir certas extinções por coloração, que podem surgir no sistema cintilador-amostra. A quantidade necessária deste cintilador numa amostra é bem menor que a do cintilador primário, normalmente apresentando-se de 10 a 100 vezes mais diluído que este. Entre os cintiladores secundários mais utilizados estão o *dimetil-POPOP e o POPOP*, sendo que este último vem perdendo popularidade por causa de sua baixa solubilidade.

6.6.1.1. Soluções cintiladoras comerciais

Neste grupo encontram-se os produtos comerciais, normalmente fornecidos por fabricantes de equipamentos, que também admitem um determinado percentual de fase aquosa sem que se descaracterizem como solução homogênea. Entre eles têm-se as ilustradas na Tabela 6.2.

Tabela 6.2 - Soluções cintiladoras comerciais típicas.

INSTAGEL E AQUASOL	Permitem adicionar dissoluções orgânicas e inorgânicas, com incorporação de até 20% de fase aquosa
HISAFE E ULTIMA GOLD	Permitem manter a homogeneidade com a incorporação de até 25% de fase aquosa, proporciona maior eficiência de contagem que os dois anteriores e utiliza o Diisopropil-Naftaleno como solvente

6.6.2. O processo de conversão de energia em luz

Em uma solução cintiladora, composta normalmente de uma substância solvente mais uma ou duas substâncias com capacidade de emitir luz ao dissipar energia, as partículas carregadas e os elétrons secundários liberam energia interagindo principalmente com as moléculas do solvente, a maioria na solução cintiladora, aumentando a energia térmica das que sofreram interação.

Parte da energia liberada também será consumida na criação de pares de íons, radicais livres e fragmentos moleculares, fazendo com que a eficiência luminosa da solução cintiladora dependa da maneira que for encontrada por esses produtos para se recombinarem. A concentração destes produtos dependerá da ionização específica da radiação, sendo mais alta ao redor da trajetória da partícula, principalmente em seu ponto inicial de interação, ocasionando uma redução da eficiência luminosa toda vez que esta grande quantidade de íons e moléculas excitadas reagirem entre si, ao invés de reagirem com as moléculas dos cintiladores, fenômeno este denominado como ***extinção por ionização***.

6.6.2.1. A migração de energia no solvente

A energia absorvida no interior do solvente se desloca pelo processo de excitação de molécula a molécula, até que é cedida a uma molécula do soluto, a uma molécula da substância cintiladora ou a uma molécula de um agente extintor. Este processo de transferência de energia solvente-solvente é muito rápido, da ordem de nanosegundos, e é explicado pela teoria de Birks e de Voltz.

Na teoria de Birks a transferência de energia se deve a união e dissociação de duas moléculas pela formação de excímeros, processo em que uma molécula excitada do solvente se une a uma outra não excitada e ao romper essa união transfere sua energia para a que não estava excitada anteriormente. Este processo ocorre a uma grande distância em relação ao tamanho da molécula e pode ser representado da seguinte maneira:

$$S_1(1) + S_0(2) \Leftrightarrow \left[S(1) \cdot S(2)\right]^* \Leftrightarrow S_0(1) + S_1(2)$$

onde:

$S_1(1)$ é a molécula 1 excitada;
$S_0(2)$ é a molécula 2 não excitada;
$S_0(1)$ é a molécula 1 não excitada; e
$S_1(2)$ é a molécula 2 excitada.

Na teoria de Voltz a transferência de energia se dá através de um processo não radioativo de transferências de excitação entre moléculas vizinhas.

6.6.2.2. A migração de energia do solvente para o soluto

A maioria das substâncias utilizadas como solventes emitem baixa quantidade de fótons, por isso torna-se necessário adicionar outras substâncias como soluto para que a conversão de excitação em emissão fotônica seja eficiente. Normalmente adicionam-se dois solutos: um com a finalidade de absorver excitação e produzir fótons, soluto primário; e outro com a finalidade de absorver os fótons produzidos pelo soluto primário e emitir outros fótons em uma faixa de frequência equivalente à faixa sensível das substâncias utilizadas nos fotocatodos, soluto secundário.

Atualmente emprega-se também o soluto secundário para reduzir certas extinções que aparecem no sistema cintilador-amostra, provocadas pela existência de coloração.

Entre as substâncias mais utilizadas como soluto primário encontra-se o *butil-PBD* e o *PPO* e, como soluto secundário, o *DPH* e o *POPOP*.

As principais características dos solventes são:

- Apresentam baixa probabilidade de emissão de fótons.
- A distribuição espectral dos fótons não se adapta à sensibilidade das fotomultiplicadoras.
- As vidas-médias dos fótons são longas, $\cong$ 30 ns, aumentando a probabilidade de extinção.
- Por serem muito concentrados, os fótons apresentam alta probabilidade de serem reabsorvidos.

As principais características dos solutos são:

- Apresentam alta probabilidade de fluorescência, ≅ 90%;
- A distribuição espectral dos fótons deve se ajustar à máxima sensibilidade dos fotocatodos;
- As vidas-médias dos fótons são muito curtas, ≅ 1 a 2 ns; e
- Por serem pouco concentrados, os fótons possuem baixa probabilidade de serem reabsorvidos.

6.6.2.3. A transferência de energia do solvente para o soluto primário

Após serem excitadas pelo solvente, as moléculas do soluto primário sofrem uma desexcitação vibracional que as deixa sem energia suficiente para excitar outras moléculas do solvente, fazendo com que a excitação remanescente fique retida até que a molécula do soluto encontre outra forma de desexcitação. Portanto, ao contrário do processo bidirecional existente na transferência solvente-solvente, a transferência de energia solvente-soluto primário é irreversível.

Em soluções cintiladoras com concentrações muito baixas, ≅ 10^{-2} molar, cada molécula do solvente transfere sua excitação para uma molécula do soluto e se esta concentração diminuir, a eficiência na emissão de fótons também diminuirá.

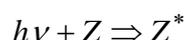
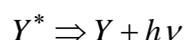
6.6.2.4. A transferência de energia para o soluto secundário

A transferência de energia, das moléculas excitadas do solvente para as do soluto secundário, também pode se processar de maneira análoga a do soluto primário, porém como a concentração do soluto secundário, ≅ 0,5 $g.dm^{-3}$, na solução cintiladora é muito menor que a concentração do soluto primário, ≅ 5 $g.dm^{-3}$, este tipo de transferência de energia é muito pouco provável.

Também é possível existir a transferência de energia não radioativa, dos estados excitados das moléculas do cintilador primário para as do cintilador secundário, porém devido à baixa concentração do cintilador secundário, este processo não é competitivo com o processo luminoso.

A principal forma de transferência de energia para as moléculas do soluto secundário ocorre através da absorção dos fótons de fluorescência emitidos pelo soluto primário, conforme o esquema abaixo:

$$Y^* \Rightarrow Y + h\nu$$

$$h\nu + Z \Rightarrow Z^*$$

onde * é o estado excitado, Y é a molécula do soluto primário, $h\nu$ é o fóton de fluorescência emitido e Z é a molécula do soluto secundário.

Da mesma forma que no caso solvente-soluto primário, este processo de transferência de energia também é irreversível.

6.6.3. O processo quantitativo de detecção com cintilação líquida

O processo quantitativo de detecção com cintiladores líquidos pode ser sintetizado nas fases indicadas na Tabela 6.3.

Tabela 6.3 - Fases do processo quantitativo de detecção com cintilação líquida.

Fase	Eventos	Fenômeno produzido	Observações
1	Uma partícula de energia E interage com as moléculas do solvente	Serão excitadas A moléculas do solvente, onde: $A = Q(E) \cdot s \cdot E$	E = energia da partícula; $Q(E)$ = fator de extinção por ionização (anexo F); s = fator relativo à natureza do solvente e da substância extintora, caso exista.
2	Uma fração t das A moléculas excitadas transfere energia para as moléculas do soluto, com uma vida média.	Serão produzidas B moléculas excitadas no soluto, onde: $B = t \cdot A$ ou $B = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot E$	$Q(E) \cdot s \cdot E$ = quantidade de moléculas excitadas do solvente; t = eficiência quântica de transferência entre o solvente e o soluto, que depende somente da concentração molar do soluto e das características do solvente.
3	Uma fração q das B moléculas excitadas emitirá fótons de fluorescência	Serão emitidos L fótons de fluorescência, onde: $L = q \cdot B$ ou $L = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot E$	$Q(E) \cdot s \cdot t \cdot E$ = quantidade de moléculas excitadas no soluto
4	Devido a geometria e características óticas do sistema de detecção, somente uma fração c dos L fótons emitidos pelas moléculas do soluto chegarão ao fotocatodo	Serão absorvidos no fotocado f dos L fótons emitidos, onde: $f = c \cdot L$ ou $f = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot c \cdot E$	$Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot E$ = quantidade de fótons de fluorescência emitidos
5	Uma fração k dos f fótons que chegam ao fotocatodo consegue interagir e liberar fotoelétrons.	Serão produzidos m fotoelétrons, onde: $m = p \cdot k \cdot f$ ou $m = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot c \cdot p \cdot k \cdot E$	$p \cdot k$ = valor médio da eficiência quântica do fotocatodo no espectro de fluorescência do soluto primário; k = valor de eficiência quântica da resposta máxima do fotocatodo; p = fator de acoplamento espectral entre o espectro de fluorescência do soluto e a resposta do fotocatodo.
6	Os m fotoelétrons serão acelerados pelo campo elétrico existente entre os vários dinodos da fotomultiplicadora.	Serão produzidos no anodo da fotomultiplicadora T elétrons, onde: $T = M \cdot m$.	M = fator de multiplicação total da Fotomultiplicadora.

Portanto a relação completa entre a amplitude de pulso e a energia da partícula que interagiu no cintilador poderá ser expressa por:

$$T = Q(E) \cdot s \cdot t \cdot q \cdot c \cdot p \cdot k \cdot M \cdot E$$

onde cada componente desta expressão está indicado no Tabela 6.4.

Tabela 6.4 - Componentes da expressão que calcula a amplitude do pulso de tensão produzido em sistema de detecção com cintilação líquida.

T	amplitude do pulso eletrônico produzido na saída da fotomultiplicadora
Q(E)	fator de extinção por ionização
s	fator relativo a natureza do solvente e, caso exista, da substância extintora
t	eficiência quântica de transferência entre o solvente e o soluto, que depende das características do solvente e somente da concentração molar do soluto. É a fração das moléculas do solvente que transferirá energia às moléculas do soluto
q	fração das moléculas do soluto que emitirá fótons de fluorescência
c	fração de fótons emitidos pelas moléculas do soluto, que atingem o fotocatodo
p	fator de acoplamento espectral entre o espectro de fluorescência do soluto e a resposta do fotocatodo
k	fração dos fótons de fluorescência que produzirá fotoelétrons
m	quantidade de fotoelétrons produzidos no fotocatodo
M	fator de multiplicação total da fotomultiplicadora
E	energia da partícula

A formação do sinal num cintilador líquido conforme descrita nos itens 6.6.1. e 6.6.2. pode ser ilustrada na Figura 6.24 bem como a do sinal eletrônico na Figura 6.25.

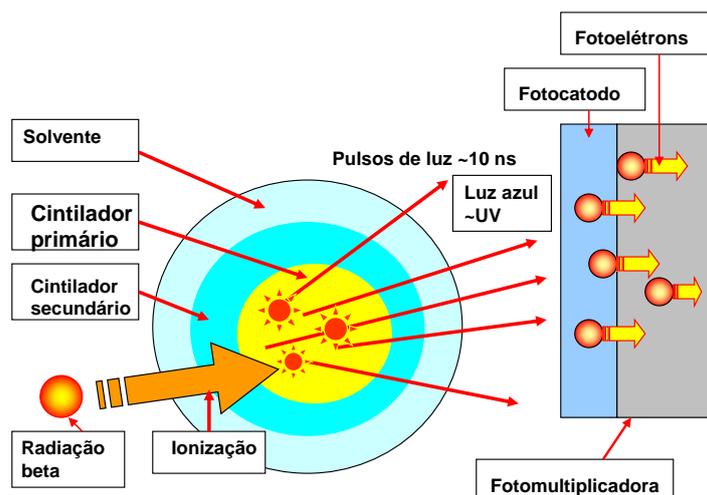



Figura 6.24 - Processo de formação do sinal no cintilador líquido.

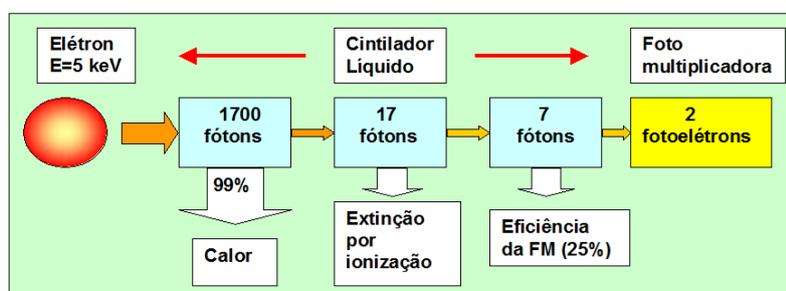



Figura 6.25 - Estimativa do número de fotoelétrons formados a partir da interação de um elétron de 5 keV com o cintilador líquido.

6.6.4. Agente extintor

Para variar a eficiência de detecção do equipamento deve-se adicionar uma substância química que absorva parte da energia liberada no coquetel de cintilação e não a dissipe produzindo fótons. A esta substância dá-se o nome de agente produtor de extinção química, agente extintor ou ainda agente de *quenching*. Entre as substâncias mais utilizadas como agente extintor estão o tetracloreto de carbono e o nitrometano.

Operacionalmente, para determinar a resposta do sistema de detecção, mede-se uma série de amostras preparadas com aproximadamente a mesma quantidade da solução-padrão e quantidades crescentes da substância produtora de extinção química. Como a atividade do padrão é conhecida e cada amostra apresenta eficiência de detecção diferente, obtém-se uma curva de calibração experimental do sistema. Esta curva é expressa em eficiência de contagem versus extinção química (*quenching*).

De posse da curva de eficiência experimental do padrão, mede-se a amostra do radionuclídeo a ser calibrado e transferem-se todos os dados para os programas de computador que, a partir da curva experimental do padrão e baseando-se nos parâmetros nucleares dos radionuclídeos envolvidos, construirão as curvas de eficiência teórica para cada um deles.

Uma vez obtida as curvas de eficiência teórica, em função dos diferentes parâmetros livres do sistema de detecção, o cálculo da atividade dependerá do conhecimento do grau de extinção química dos coquetéis contendo o radionuclídeo cuja atividade se deseja conhecer, da associação destas extinções químicas com os parâmetros livres correspondentes e, a partir destes, obter-se teoricamente as eficiências de detecção para os coquetéis. Estas eficiências corresponderiam àquelas que seriam obtidas caso a curva de eficiência fosse construída experimentalmente a partir de uma solução padrão do radionuclídeo de interesse.

A determinação da eficiência teórica e da atividade para cada radionuclídeo de interesse é realizada pelo programa de computador intitulado *LSCP - Liquid Scintillation Counter Program*. Este programa leva em consideração os seguintes dados: as medidas correspondentes aos coquetéis da solução padrão; as medidas correspondentes aos coquetéis da solução de atividade desconhecida; e as curvas de eficiência teórica do padrão e do radionuclídeo a ser calibrado. A determinação da eficiência de contagem é feita por meio de uma interpolação entre as curvas de eficiência e o cálculo da atividade específica é feito dividindo-se as contagens obtidas, com os coquetéis contendo o radionuclídeo a ser calibrado, pelo produto entre a eficiência teórica e a massa de solução correspondente a este radionuclídeo.

Estas eficiências corresponderiam àquelas que seriam obtidas caso a curva de eficiência fosse construída experimentalmente a partir de uma solução padrão do radionuclídeo de interesse.

6.6.5. Equipamento de cintilação líquida

Um equipamento de medição da atividade de radionuclídeos emissores de radiação alfa, beta e gama, utilizando a técnica de Cintilação Líquida, é mostrado na Figura 6.26.

Figura 6.26 - Cintilador líquido

Seu princípio de funcionamento, ilustrado na figura 6.27, pode ser descrito pelos tópicos seguintes:

- Utilizam-se duas fotomultiplicadoras trabalhando em coincidência, para que seja imune às flutuações provocadas por ruídos eletrônicos. Somente os pulsos que são detectados ao mesmo tempo nas duas vias conseguirão passar pela unidade de coincidência. Caso ocorra algum ruído eletrônico em uma das fotos, dificilmente ocorrerá simultaneamente um semelhante na outra foto, de maneira que o pulso espúrio produzido não conseguirá passar pela unidade de coincidência e ser considerado válido.
- Os pulsos produzidos na saída das fotomultiplicadoras passam inicialmente pelos pré-amplificadores e se dirigem ao mesmo tempo para as entradas da unidade de coincidência e para o amplificador somador de pulsos.
- A unidade de coincidência somente produzirá um pulso em sua saída se os dois pré-amplificadores apresentarem ao mesmo tempo um pulso em suas respectivas saídas. O pulso de saída desta unidade servirá como um sinal de partida para o amplificador somador de pulsos somar os pulsos que estão chegando em suas duas entradas.
- O amplificador somador de pulsos tem a função produzir em sua saída um pulso correspondente à soma dos dois pulsos que recebe em suas entradas e liberá-lo somente quando receber o sinal de partida, proveniente da unidade de coincidência. Uma outra função deste amplificador é a de aumentar a eficiência de contagem visto que, se um pulso produzido em um dos dois pré-amplificadores estiver abaixo do limite de discriminação do *ADC*, quando for somado com o pulso da outra via de detecção poderá ficar acima do citado limite e ser aproveitado.
- O amplificador serve para aumentar a amplitude e conformar o pulso de maneira a adaptá-lo à característica de entrada do *conversor análogico-digital - ADC*.
- O ADC transforma os pulsos analógicos recebidos do amplificador em pulsos digitais com alturas proporcionais as amplitudes dos pulsos recebidos, que por

sua vez são proporcionais à energia da radiação. Este módulo também trabalha chaveado pela unidade de coincidência.

- O último módulo é representado pelo analisador de altura de pulsos, que produz o espectro de altura de pulsos correspondente ao espectro de energias detectadas, e os diferentes tipos de saídas possíveis que um sistema microprocessado pode fornecer.

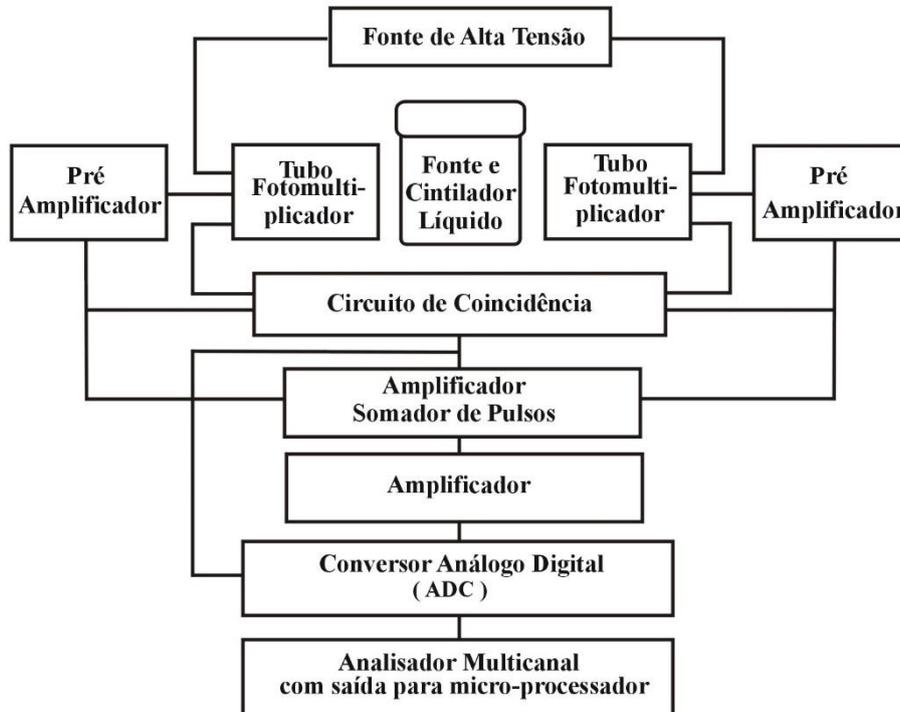



Figura 6.27 - Diagrama de blocos do um cintilador líquido.

Uma das grandes aplicações dos materiais cintiladores em meio líquido, é o seu uso nos sistemas de calibração absolutos para medição de radionuclídeos. Quando adaptados apropriadamente nos sistemas de coincidência ou anti-coincidência eles podem substituir os detectores proporcionais com muitas vantagens metrológicas, inclusive operacionais. Por exemplo, nas calibrações de radionuclídeos emissores beta puros ou que possuem estados metaestáveis.

Outra propriedade importante é que eles podem ser utilizados em sistemas de calibração de radionuclídeos do tipo CIEMAT-NIST ou Razão entre Coincidências Tripla e Dupla, denominado de TDCR, presentes nos principais laboratórios nacionais de metrologia de radionuclídeos do mundo.

6.7. DETECTORES UTILIZANDO MATERIAIS SEMICONDUTORES

6.7.1. Formação de pulsos em materiais semicondutores

6.7.1.1. Materiais isolantes, condutores e semicondutores

Em materiais cristalinos, pode-se dizer, de forma simplificada, que há três bandas de energia em relação à condutividade de elétrons: a banda de valência, de energia mais baixa, onde os elétrons normalmente se encontram em um material não excitado; a banda de condução, por onde os elétrons normalmente migram, e uma banda proibida, que é uma região onde os elétrons não são permitidos popularem. Essas regiões estão esquematizadas na Figura 6.28. A largura em energia da banda proibida é o que caracteriza os materiais isolantes, os semicondutores e os condutores.

Quando a largura é muito grande (maior que *5 eV*) os elétrons têm pouca possibilidade de alcançar a banda de condução e, portanto, o material oferece grande resistência à passagem de corrente; nesse caso o material é um isolante. Quando a largura da banda é muito pequena, até mesmo a agitação térmica à temperatura ambiente faz com que os elétrons tenham energia para chegar à banda de condução, e nesse caso o material é um condutor. Em alguns casos, a energia da banda proibida não é nem tão grande, nem tão pequena (é, por exemplo, da ordem de *1 eV*), mas, em determinadas circunstâncias pode-se fazer com que os elétrons alcancem a banda de condução e que o material se comporte como condutor; são materiais semicondutores.

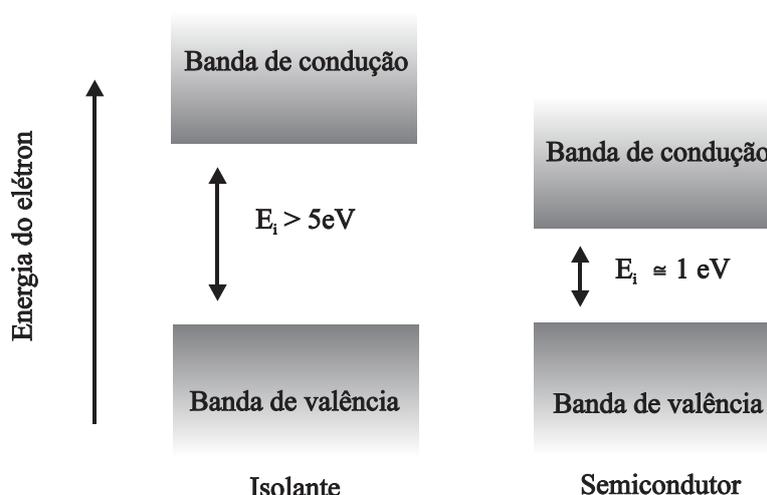



Figura 6.28 - Estrutura de bandas em um material (E_i energia do intervalo).

6.7.1.2. Pares elétrons-buracos

Em um material, o número de elétrons é suficiente para preencher exatamente a banda de valência. Se o material é excitado com energia adequada, elétrons podem ser retirados da banda de valência e serem alçados à banda de condução. Em contrapartida o elétron retirado provoca um desequilíbrio na carga da estrutura da banda de valência, que, pela ausência do elétron, pode ser representado como um *buraco*, com carga positiva. Da mesma forma que um campo elétrico aplicado ao material pode fazer o elétron se mover na banda de condução, o *buraco* irá se mover no sentido oposto.

6.7.1.3. Criação de doadores e receptores em um material

Os elétrons existentes em um material com banda proibida larga estão aprisionados na banda de valência e têm dificuldade de penetrar na banda de condução. A adição de pequenas quantidades (algumas partes por milhão) de impurezas adequadas, com excesso de elétrons, pode alterar essa condição. As impurezas doadoras são aquelas que têm um número de elétrons na última camada maior em relação ao material original. Por exemplo: para um material semicondutor, com quatro elétrons na última camada e com seus átomos unidos à estrutura cristalina por uma ligação covalente, é introduzida uma impureza com cinco elétrons na última camada. Uma impureza desse tipo é denominada de *doadora*.

Ao ocupar o lugar destinado ao átomo do material na estrutura cristalina, a impureza, além de ter seus elétrons compartilhados na ligação covalente, terá um elétron sem função, uma vez que as ligações disponíveis já foram ocupadas. A ligação desse elétron é muito fraca e normalmente ocupa posições dentro da região da banda proibida. A distância entre o nível de energia desses elétrons e o nível da banda de condução é tão baixa que a agitação térmica normal poderá ter grande probabilidade de levá-los à banda de condução e o material então se torna condutor com aqueles elétrons. O material doador de elétrons e o material semicondutor *dopado* com esse tipo de impureza são chamados de semicondutores tipo *n*.

Analogamente, uma impureza com falta de elétrons em relação ao material semicondutor (no exemplo anterior, uma impureza com três elétrons na última camada) irá criar uma configuração com falta de um elétron. A impureza é denominada de *receptora*. A falta de elétrons exerce um papel semelhante ao do *buraco* criado ao retirar um elétron da banda de valência só que energeticamente se comporta de forma diferente. Se um elétron é capturado para preencher essa vacância, ele estará menos ligado à estrutura (porque um dos componentes da rede agora é a impureza trivalente) e se situará dentro da banda proibida, ainda que em sua parte inferior. O material doador de buracos e o semicondutor dopado dessa forma são chamados de *tipo p*. A Figura 6.29 ilustra essa situação.

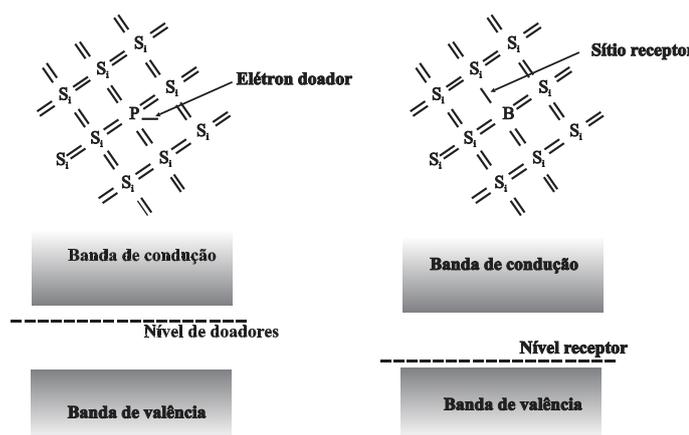



Figura 6.29 - Impurezas doadoras e receptoras em uma estrutura cristalina, onde P = fósforo, B = boro e Si = silício.

6.7.1.4. Interação da radiação com o material semicondutor

A passagem da radiação por um material semicondutor com estrutura de bandas provoca a criação de um grande número de pares elétrons-buracos ao longo da trajetória

da partícula, que são coletados pelo campo elétrico aplicado ao material. A energia média gasta para criar um par elétron-buraco é denominada energia de ionização e depende do tipo e energia da radiação incidente. A principal vantagem dos semicondutores reside na pouca energia necessária para criar um par elétron-buraco (em torno de *3 eV* para o germânio), quando comparada com aquela necessária à criação de um par de íons nos gases (em torno de *30 eV* para um detector típico à gás). O grande número de pares criados propicia duas vantagens aos detectores semicondutores sob ponto de vista de resolução: diminui a flutuação estatística e diminui a influência do ruído eletrônico, levando a uma melhor relação sinal-ruído.

6.7.1.5. Junção p-n

Uma junção *p-n* é a região de junção entre materiais tipo *n* e tipo *p*. Na prática é obtida pela adição de impurezas doadoras (tipo *n*) a uma região tipo *p* (que tem buracos em excesso) ou adição de impurezas receptoras (tipo *p*) a uma região tipo *n*. A principal propriedade de uma junção *p-n* é que prontamente conduz corrente quando a tensão é aplicada na direção *correta*, mas deixa passar muito pouca corrente quando a tensão é aplicada na direção *incorreta*.

6.7.1.6. Região de depleção

A junção de uma região *n* com uma região *p* irá provocar inicialmente movimentos das cargas negativas para a região *p*. O resultado é a criação de uma região com carga líquida negativa na região *p* e uma região com carga líquida positiva na região *n*, evitando novos movimentos e criando um equilíbrio dinâmico na região, embora com desequilíbrio de carga. Essa região onde existe o desequilíbrio de carga é denominada de *região de depleção* e se estende por ambos os lados da junção, e é responsável pela aceitação do movimento de cargas em um só sentido.

Nessa região, as cargas formadas pela interação com a radiação são rápida e eficientemente coletadas, sendo esse o verdadeiro volume ativo do detector.

6.7.1.7. Polarização reversa

Polarização reversa é quando se aplica polaridade positiva ao semicondutor tipo *n* e negativa ao semicondutor tipo *p*. Ao se fazer isso em uma junção *p-n*, as cargas fluem com facilidade e esse é o tipo de tensão aplicada à junção e que torna eficiente a coleta de cargas na região de depleção.

6.7.2. Detectores de diodos de silício

Os detectores de diodo de silício constituem o principal tipo utilizado para partículas carregadas pesadas, como prótons, alfas e fragmentos de fissão. As principais vantagens dos detectores de diodo de silício são a resolução excepcional, a boa estabilidade, o excelente tempo de coleta de carga, a possibilidade de janelas extremamente finas e a simplicidade de operação. Os detectores de diodo de silício são normalmente de tamanho pequeno, da ordem de 1 a 5 cm^2 de área.

6.7.3. Detectores de germânio

Os detectores de germânio dopado com lítio - *Ge(Li)* - foram largamente utilizados, por sua resolução na espectroscopia gama, mas têm sido rapidamente substituídos, principalmente por causa das dificuldades operacionais, exigindo que sejam mantidos em refrigeração à temperatura do nitrogênio líquido (77^0 K), mesmo quando não estão em funcionamento, para evitar danos em sua estrutura com a migração do lítio no material. Os substitutos preferidos têm sidos os detectores de germânio de alta pureza - *HPGe* - também denominados de germânio hiperpuros ou de germânio intrínseco, que só necessitam de refrigeração quando em operação, podendo manter-se na temperatura ambiente pelo período de muitos dias sem danos ou alterações em suas condições.

Os detectores de germânio para espectroscopia gama são construídos geralmente na geometria cilíndrica ou coaxial, o que permite a obtenção de volumes maiores, necessários para espectrometria gama.

Os detectores de germânio constituem um dos tipos mais utilizados em laboratórios, para a medição de emissores gama com baixa atividade e para identificação de radioisótopos presentes em materiais, em uma grande faixa de energia (alguns *keV a 10 MeV*). Alguns detectores podem detectar radiação de baixa energia do tipo raios X e radiação gama e são denominados de *GMX.*

Existem vários modelos comerciais destes detectores, com dimensões diversas, eficiência de detecção de vários valores e configurações do tipo axial, horizontal, em formato de *J,* tipo poço e até portáteis. (ver Figura 6.30)

É bom salientar que o pré-amplificador se encontra acoplado ao detector, uma vez que necessita ser refrigerado à temperatura do nitrogênio líquido, para conseguir processar os pulsos de pequena amplitude e evitar os ruídos eletrônicos.

Figura 6.30 - Detector de germânio de alta pureza, modelo axial, resfriado a nitrogênio líquido, utilizado em técnicas de espectrometria X e gama, em medições de laboratório.

6.7.3.1. Blindagem do detector

Um cuidado especial deve ser dedicado à blindagem do detector. A blindagem ideal deve utilizar *chumbo envelhecido,* assim denominado, por ser isento de impurezas

radioativas, principalmente as provenientes de precipitações de testes nucleares *(fallout)*, realizados no período de 1944 a 2000.

Para blindagens com alto fator de atenuação, principalmente em relação às radiações do meio ambiente (*background*) deve-se usar três camadas metálicas na sua composição. A primeira camada externa, é constituída de chumbo (blocos ou peça fundida) com 5 a 10 cm de espessura, uma segunda camada de revestimento interno com espessura cerca de 5 mm de cádmio e uma terceira, de cobre ou alumínio, com cerca de 2 mm de espessura.

A função da camada de cobre é de atenuar os raios X característicos emitidos pela fluorescência do chumbo, com energias entre 72 a 87 keV, devido às interações com as radiações externas. A camada de cádmio é para atenuar estas radiações do chumbo que, por sua vez, emite raios X característicos com energias entre 22 e 27 keV. O cobre atenua tais radiações, mas emite raios X característicos de 8 keV, com muito baixa intensidade.

6.7.3.2. Blindagem do Dewar

Para aumentar a eficiência da blindagem, é bom evitar a contribuição das radiações emitidas pela garrafa de nitrogênio líquido (*dewar*). Uma das maneiras mais simples é construir a blindagem do detector de modo que o dewar fique do lado de fora e tomando-se o cuidado de evitar que possíveis radiações por ele emitidas sejam atenuadas pelo fundo da blindagem do detector.

6.7.4. Detector de barreira de superfície

Uma das utilizações do silício é na construção dos detectores de barreira de superfície que são caracterizados pela camada morta muito fina e são utilizados principalmente para a detecção de partículas α e β. São detectores formados pela junção de duas superfícies, uma tipo *n* e outra tipo *p*.

Normalmente os detectores de barreira de superfície são constituídos de uma pastilha fina de *Si* de alta pureza do tipo *n* (excesso de elétrons), sobre a qual é depositada uma camada fina de ouro. Na evaporação do ouro para formar a camada sobre o silício, criam-se condições para a formação de uma camada de óxido entre o silício e o ouro, a qual executa a função de induzir uma grande densidade de buracos, comportando-se como uma camada *p*. Barreiras de superfície podem também ser produzidas com um cristal tipo *p* e alumínio evaporado para formar um contato equivalente ao tipo *n*. Uma desvantagem do detector é sua sensibilidade à luz, mas como normalmente ele é utilizado dentro de uma câmara à vácuo, para evitar a interação das partículas com o ar, esse problema é eliminado.

6.7.5. Detectores de silício-lítio

Os detectores de silício dopados com lítio - *Si(Li)* - são pouco recomendáveis para o uso em espectrometria gama, em função do baixo número atômico do silício ($Z = 14$), quando comparado com o germânio. No entanto, essa característica os torna convenientes para a espectrometria de raios X de baixa energia e para detecção e espectrometria de elétrons. Atualmente existem detectores constituídos somente por lítio, conforme mostra a Figura 6.32.

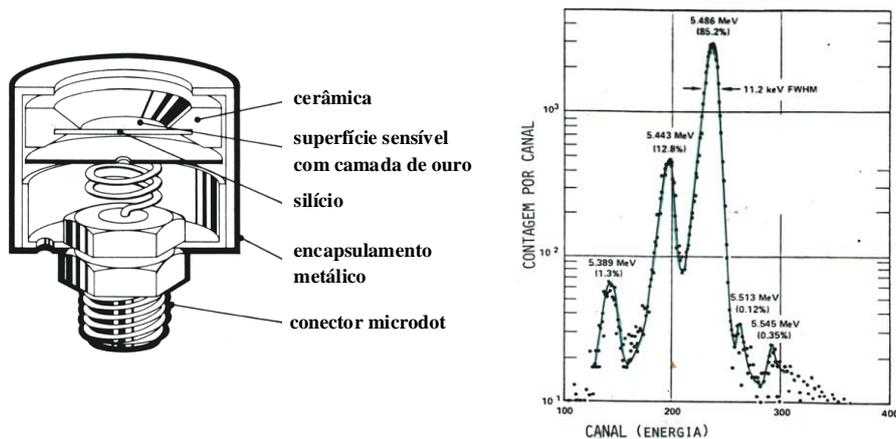



Figura 6.31 - Vista interna de um detector de barreira de superfície e espectro das radiações alfa emitidas pelo ^{241}Am.

Ao contrário do que ocorre com os detectores *Ge(Li)*, a mobilidade do lítio no silício não é tão alta, fazendo com que possa passar algum tempo à temperatura ambiente, embora seja indispensável a refrigeração com nitrogênio quando em operação. A refrigeração ajuda também a melhorar a relação sinal-ruído, uma vez que aumenta a resistividade e a mobilidade de cargas no condutor.

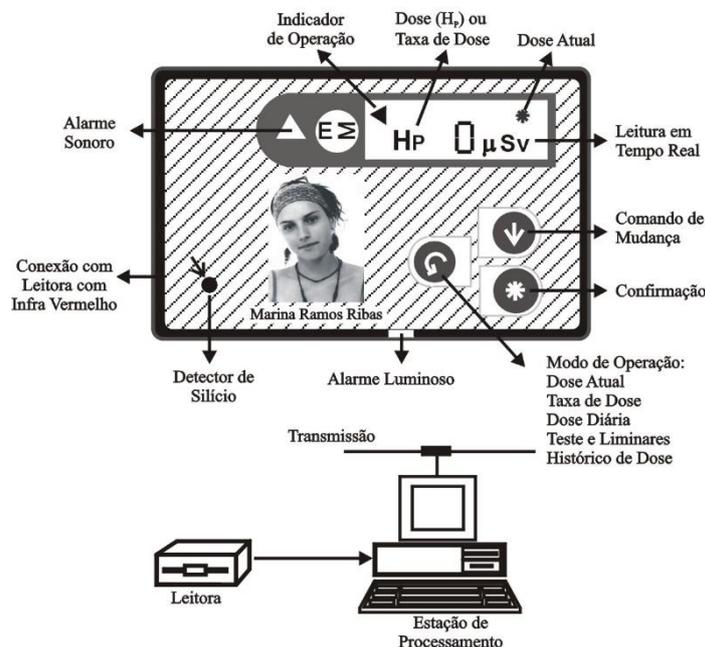



Figura 6.32 - Monitor individual com detector de diodo de silício para radiação X e gama, com leitura direta da dose equivalente, taxa de dose, equivalente de dose pessoal $H_P(10)$, com memória para estocagem de dados, alarme sonoro e luminoso e identificação do usuário.

6.7.6. Detectores de telureto de cádmio

O telureto de cádmio (*CdTe*) combina pesos atômicos relativamente altos (*48 e 52*) com uma banda de energia suficientemente grande para permitir operar à temperatura ambiente. Para energias típicas de raios γ, a probabilidade de absorção fotoelétrica por unidade de caminho percorrido é da ordem de 4 a 5 vezes maior que no germânio e 100 vezes maior que no silício. Normalmente este detector tem grande utilidade para situações em que se deseja grande eficiência de detecção para raios γ por unidade de volume. Na figura 6.33 é apresentado um modelo do deste tipo de detector.

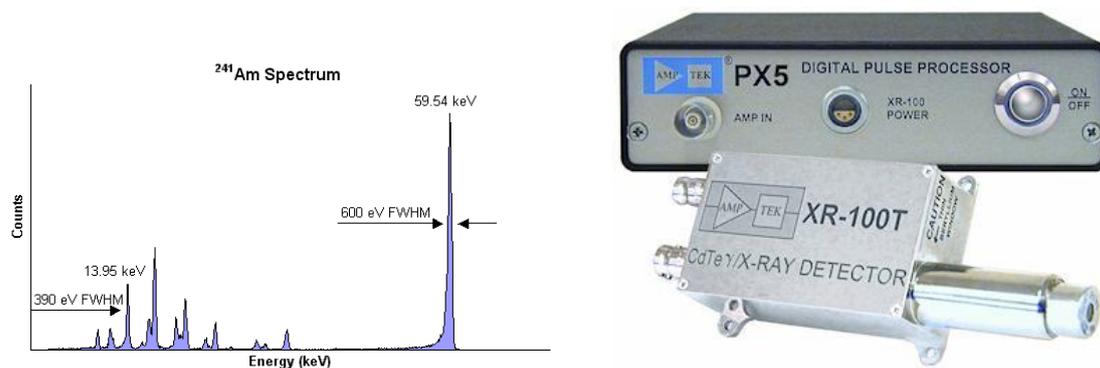



Figura 6.33 - Espectro da radiações de baixa energia do ^{241}Am obtido com CdTe.

Por causa de sua baixa eficiência na coleta dos *buracos* gerados, a resolução do *CdTe* é pobre quando comparada às obtidas com germânio e silício. Quando não é necessária a informação para espectroscopia, o *CdTe* pode ser utilizado em uma grande variedade de aplicações onde suas características são importantes. Além disso, pode operar até 30°C em modo pulso e até 70°C em modo corrente.

O maior problema com o detector de *CdTe* é o fenômeno da polarização que, em certos casos, leva à diminuição de sua região de depleção com o tempo, com consequente perda de eficiência de detecção. Essa polarização é causada pela captura de elétrons em regiões do detector.

6.7.7. Detector de telureto de zinco e cádmio - CZT

Atualmente existem vários novos detectores que utilizam materiais diferentes dos conhecidos. Um protótipo bem ilustrativo é o dosímetro para radiação gama de Telureto de Zinco e Cádmio, CZT, desenvolvido pelo Korea Atomic Energy Research Institut (KAERI), mostrado na Figura 6.34. Este equipamento é capaz de medir a dose absorvida, identificar o radionuclídeo emissor gama e determinar a direção de incidência da radiação.

Figura 6.34 - Dosímetro gama de telureto de zinco e cádmio.

6.8. CALIBRAÇÃO DE DETECTORES: RASTREABILIDADE

Por causa das propriedades e efeitos biológicos das radiações ionizantes, os resultados das medições das chamadas grandezas radiológicas devem ser extremamente confiáveis. Esta credibilidade necessária é difícil de se obter devido à *quantidade de grandezas radiológicas* utilizadas nas diversas aplicações das radiações ionizantes e à *variedade de radiações e energias,* produzidas pelos vários radioisótopos e dispositivos geradores de radiações.

Os detectores, principalmente os utilizados em condições de campo, sofrem alterações em seu funcionamento e *devem ser calibrados com uma periodicidade, definida em Norma dos órgãos reguladores,* para garantir a manutenção de suas propriedades de medição.

A calibração de detectores é feita comparando-se suas características de medição com aparelhos padrões nacionais, sob condições rigorosamente controladas. Essas condições são estabelecidas nos laboratórios da rede de calibração, os quais são rastreados ao sistema internacional de metrologia, por meio de calibrações frequentes dos padrões nacionais em relação aos internacionais, programas de comparação interlaboratorial e de manutenção de padrões.

Como a calibração de detectores é feitas com feixes de radiação e energias especificados e padronizados, a utilização de um detector para condições diferentes daquelas em que foi calibrado só pode ser feita com a utilização de fatores de conversão adequados.

6.9. TEORIA DE BRAGG-GRAY

A teoria de Bragg-Gray foi desenvolvida com o propósito de estabelecer condições rigorosas de medição, principalmente as relacionadas à Dosimetria das Radiações Eletromagnéticas. Ela se encontra bem formulada e definida, inclusive, em seu formalismo matemático, no livro *Radiation Dosimetry,* de Attix, F.H., Roesch, W.C. - Ac.Press, NY, 1968. Resumidamente, ela estabelece a seguinte situação de medição.

Quando se introduz um detector para medir a exposição ou dose absorvida num meio material, há uma perturbação no local, devido à presença de materiais de composição química e densidade diferentes, que interagem de modo diferente com a radiação, além da presença perturbativa do campo elétrico de polarização do detector.

Esta descontinuidade no meio material é denominada de *cavidade*. Deste modo, o registro do detector será a dose absorvida nele e não no meio material que se pretendia medir.

Para medições corretas, é necessário introduzir fatores de correção que dependem das diversas densidades, da relação entre os coeficientes de absorção de energia dos fótons, do alcance dos elétrons no meio material, da relação dos valores dos *stopping power*, entre outros. Além disso, devem ser obedecidos os seguintes requisitos:

a) a dimensão da cavidade deve ser suficientemente pequena comparada com o alcance dos elétrons secundários liberados no meio sólido para não alterar a fluência;
b) a espessura do meio sólido deve ser maior que o alcance dos elétrons secundários, de modo a garantir que todos os elétrons que atravessaram a cavidade foram liberados no meio; e
c) a espessura do meio sólido deve ser suficientemente pequena para que a atenuação dos fótons não altere a *exposição*.

6.10. CADEIAS DE MEDIÇÃO - PRINCIPAIS EQUIPAMENTOS AUXILIARES

6.10.1. Processamento de sinais em uma cadeia de medição

A grande maioria dos detectores de radiação transforma os sinais originados na interação da radiação com o material sensível do detector em pulsos eletrônicos, que são depois processados em uma cadeia de medição. Alguns dispositivos são comuns nessas cadeias de medição e tem uma função bastante específica. Os dispositivos mais comuns são: fonte de tensão, pré-amplificador, amplificador linear, discriminador integral, discriminador diferencial (analisador monocanal), contador, gerador de retardo, unidades de coincidência e anti-coincidência e analisador multicanal.

6.10.2. Padrões de instrumentação

Dois tipos de padrões internacionais de sistemas tornaram-se os mais utilizados para as cadeias de medição na instrumentação nuclear: o NIM (Nuclear Instrument Module) e o CAMAC (Computer Automated Measurement and Control). O sistema NIM é mais adequado normalmente para o processamento normal de pulso linear encontrado nas aplicações de rotina de detectores de radiação. O sistema CAMAC é mais caro e é fortemente orientado para sistemas digitais com interface computacional que processam grande volume de informação em pequeno intervalo de tempo.

6.10.3. Pulso linear e pulso lógico

Pulso linear é o que carrega informação em sua amplitude, e algumas vezes, em sua forma. *Pulso lógico* é o pulso com uma amplitude e forma padrão e a informação que carrega é somente sua presença ou não. Na figura 6.35, são exemplificadas as duas formas de pulso.

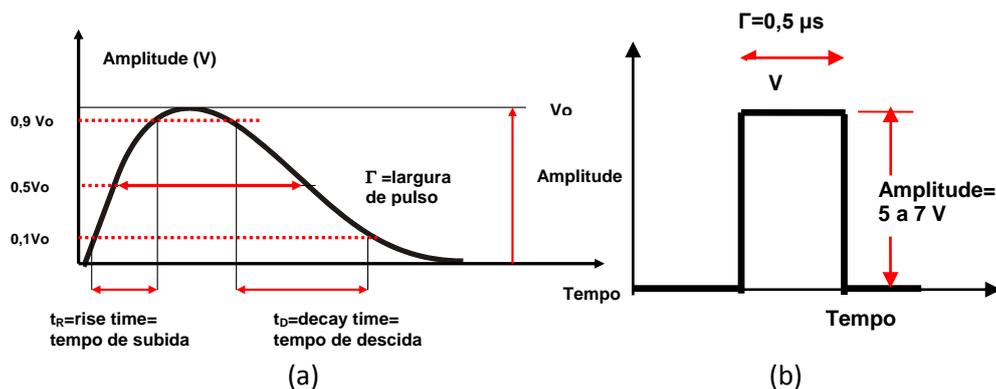



Figura 6.35 - (a) Pulsos analógicos ou lineares, com seus parâmetros de formato e (b) Pulso lógico (quadrado) de comando ou de saída, por exemplo, de um gate ou discriminador.

Geralmente os pulsos gerados por detectores à gás são lentos devido ao tempo de coleta dos elétrons e íons de ionização pelos eletrodos. A largura desses pulsos é da ordem de milissegundos e a amplitude da ordem de dezenas de milivolts ou mais. As amplitudes dos detectores do tipo G-M e Proporcionais são bem grandes, podendo facilmente atingir valores de alguns volts. Já as amplitudes dos detectores do tipo GMX, por exemplo, são da ordem de milivolts ou menores e o *tempo de subida* da ordem de microssegundos ou até menores. Nos detectores plásticos ou nos cintiladores líquidos o tempo de subida é da ordem de alguns nanosegundos.

6.10.4. Fonte de tensão (*detector bias voltage supplier*)

Para a coleta do sinal, os sistemas de medição necessitam normalmente de uma fonte de tensão, cuja faixa de operação irá variar em função do tipo de sistema que está sendo utilizado. As principais características de uma fonte que devem ser consideradas são:

a. O nível máximo e mínimo da voltagem e sua polaridade;
b. A corrente máxima disponível da fonte;
c. A estabilidade a longo prazo em relação a mudanças na temperatura ou na voltagem de alimentação; e
d. O grau de filtração assegurado para eliminar variações e ruídos introduzidos pela linha de alimentação.

6.10.5. Pré-amplificador (*preamplifier*)

O pré-amplificador é o primeiro elemento em uma cadeia de processamento de sinais. Para melhorar a relação sinal-ruído é importante que seja localizado o mais próximo do detector.

Suas funções principais são: o *casamento* das impedâncias do detector com a do amplificador, que permite transportar o sinal a grandes distâncias sem distorções; e transformar a capacitância para otimizar a relação sinal-ruído.

O pulso que sai normalmente do pré-amplificador é um pulso linear com cauda (*linear tail pulse*). Sua especificação principal está relacionada às características de ruído. Em algumas situações, para melhorar sua condição de operação, é colocado para operar a baixas temperaturas, como no caso dos detectores de germânio e de *Si(Li)*.

Outra função importante que o pré-amplificador exerce normalmente em alguns sistemas é a de fornecer um meio de alimentar a tensão do detector. Um cabo único providencia usualmente tanto a voltagem para o detector como o pulso de sinal para a entrada do pré-amplificador. No estágio inicial na maioria dos pré-amplificadores atuais é utilizado um transistor de efeito de campo (*Field Effect Transistor - FET*). Os *FET* são utilizados pelas suas propriedades de operar com sinais de baixa amplitude gerados pelos detectores do tipo GMX, com baixo ruído. Entretanto, eles são conhecidos por sua sensibilidade a transientes abruptos de carga e podem ser danificados pela variação rápida na escala do detector ou seu desligamento em funcionamento. Para evitar esse efeito, muitos *FET* são construídos com circuitos de proteção e fontes são dotadas de dispositivos que impedem variações bruscas (*circuito de shutdown*).

6.10.6. Amplificador linear (*linear amplifier*)

O amplificador linear executa duas funções principais no circuito: conformação do pulso e ganho de amplitude. O pulso de entrada que vem normalmente do pré-amplificador é um pulso linear com cauda com qualquer das polaridades, que é conformado pelo amplificador em um pulso linear com forma e amplitude dentro de um intervalo. O ganho de amplificação varia normalmente de 100 a 5000 sendo normalmente ajustável por uma combinação de ajustes *grosso e fino*. As características mais importantes de um amplificador são:

a. Amplificação de sinal;
b. Escolha da polaridade do sinal de saída;
c. Conformação de pulso para medida da carga;
d. Conformação do pulso para melhorar desempenho em altas contagens;
e. Conformação de pulso para melhor relação sinal-ruído; e
f. Para aplicações específicas, circuitos de eliminação de empilhamento e de restauração da linha de base.

6.10.7. Discriminador integral (*integral discriminator*)

O discriminador integral tem a função de transformar um pulso linear em um *pulso lógico* e que gera essa saída somente quando o pulso de entrada supera um nível de amplitude de tensão de discriminação estipulado. Se a amplitude do pulso é abaixo desse nível de discriminação nenhuma saída lógica é observada.

6.10.8. Discriminador diferencial ou analisador monocanal (*single-channel analyzer*) - *SCA*

Além de converter o sinal de linear para lógico, tem dois níveis de discriminação, *superior e inferior*, o que permitem selecionar uma faixa de amplitudes. Essa seleção é chamada também de ***janela*** (*window*).

6.10.9. Gerador de retardo (*delay generator*)

É uma unidade que permite que o seu sinal de saída, além do tempo normal de processamento, tenha um retardo adicional estabelecido de acordo com a necessidade do circuito, para compatibilizar os tempos de chegada numa unidade de coincidência ou num sistema de contagem com gatilho (*gate*).

Para retardos pequenos, da ordem de nanosegundos, o módulo é constituído simplesmente de um conjunto de cabos coaxiais, com comprimentos proporcionais aos tempos gastos para o sinal percorrê-los. Para retardos maiores, da ordem de microsegundos, pode ser constituído de bobinas com ferrites ou circuitos mais sofisticados.

6.10.10. Gatilho (*gate*)

É uma unidade que tem um sinal lógico de saída, com amplitude de *5 a 7* volts e largura de *0,5* microsegundos, para comandar uma unidade de processamento de sinal posterior, após o sinal de entrada, tipo analógico, ter passado por critérios de seleção em amplitude ou em tempo.

6.10.11. Coincidência (*coincidence unit*)

É um dispositivo que produz um sinal lógico de saída, quando dois ou mais sinais de entrada, provenientes de outros módulos, chegam dentro de um intervalo de tempo pré-estabelecido. Este intervalo, denominado de *resolução da coincidência*, pode ser fixo ou variável Seu valor é da ordem de fração de microsegundo. Assim, pode-se ter coincidência dupla, tripla ou múltipla.

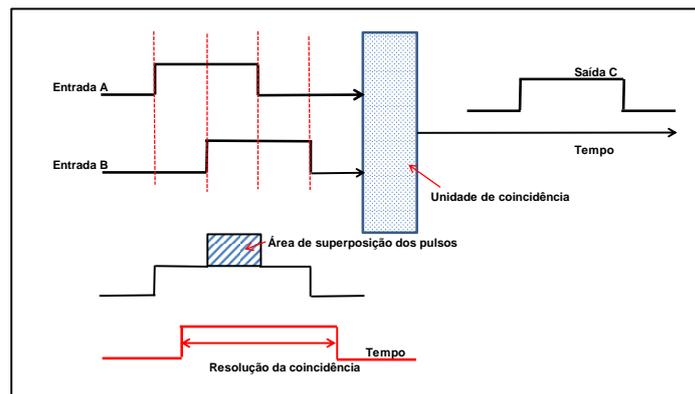



Figura 6.36 - Esquema do funcionamento da unidade de coincidência para dois pulsos de entrada.

6.10.12. Conversor tempo-amplitude (*Time do Amplitude Converter*) - *TAC*

É um tipo de unidade de coincidência usada para avaliação da coincidência entre dois sinais lógicos, com diferença de tempos de chegada muito pequena. O tipo mais usado fornece um sinal analógico de saída com amplitude proporcional à área de superposição de dois pulsos lógicos de entrada.

Como a forma dos pulsos de entrada é padronizada, quando eles chegam simultaneamente, a área de superposição é máxima e, assim, a amplitude do pulso de saída é a máxima possível. Quando os pulsos chegam defasados, a área de superposição vai se reduzindo à medida que a defasagem é maior. Neste caso, a amplitude de saída vai tendendo a zero. O *TAC* pode ser usado como somador de pulsos, desde que, processe sinais de entrada do tipo analógico e tempo circuito de conformação do pulso resultante.

6.10.13. Temporizador (*timer*)

É um cronômetro eletrônico que controla o tempo de operação de um sistema de medição automaticamente, de acordo com a escolha do operador. Ele compõe o conjunto de módulos do sistema e pode ser do tipo que, após extinguido o tempo fixado, dá um comando para registrar os valores das medições, apagar as informações e iniciar novo período de medição, conforme programação.

6.10.14. Contador (*scalers* ou *counters*)

No estágio final de um sistema de medição, os pulsos lógicos gerados pelos módulos são acumulados e registrados, durante um intervalo de tempo, numa unidade de contagem. Pode ter um mostrador, no painel, que indica o registro das contagens em dezenas, centenas, etc., ou simplesmente, a contagem acumulada. Os contadores normalmente trabalham com um cronômetro que estabelece o intervalo de tempo de contagem. Outra forma de uso é estipular o número de contagens a ser atingido, sendo o tempo de contagem acumulado independentemente. Nesse caso, a principal vantagem é poder especificar previamente a precisão estatística desejada.

6.10.15. Analisador multicanal (*multichannel analyzer*) - *MCA*

O analisador multicanal é o equipamento que permite processar os pulsos lineares saídos da cadeia de medição, separando-os em intervalos pequenos de amplitude (que correspondem a intervalos de energia) para obter o espectro da distribuição da energia da radiação.

Antigamente, os dispositivos multicanais constituíam-se em módulos separados e a saída de seu processamento era realizada através da impressão de cada canal com as contagens acumuladas por canal. Atualmente os multicanais são formados pelo acoplamento de placas especiais, que transformam os pulsos lineares em sinais digitais (*placas ADC - conversor analógico-digital*) e fazem o processamento de separação por intervalo de energia. O resultado da saída é normalmente mostrado na tela do computador, em um gráfico *número de contagens versus amplitude de pulso (energia).* A Figura 6.37 mostra, esquematicamente, como se pode converter as amplitudes dos pulsos gerados nos detectores em contagens por canal de memória, que dão origem aos espectros de contagem.

No ADC, uma rampa linear de um circuito comparativo é disparada com a entrada do pulso de amplitude proveniente do amplificador juntamente com um gerador de pulsos digitais que são interrompidos quando os valores da amplitude e da rampa são iguais. A contagem dos pulsos digitais é registrada numa posição de memória do aparelho, denominada *canal*.

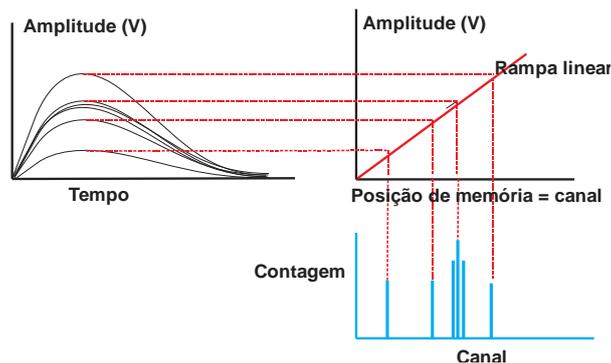



Figura 6.37 - Esquema de operação de um ADC.

Normalmente, junto com as placas adaptadoras, são fornecidos programas computacionais que permitem o processamento e manipulação do espectro. Um dos programas mais usados é o *Maestro*.

6.10.16. Diagrama de blocos

A forma utilizada para se representar uma instrumentação é o diagrama de blocos. Nele, cada módulo do sistema de medição é representado por um elemento gráfico. A Figura 6.38 mostra um diagrama de blocos para o sistema de medição 4$\pi\beta$-γ em coincidência para calibração absoluta de radionuclídeos.

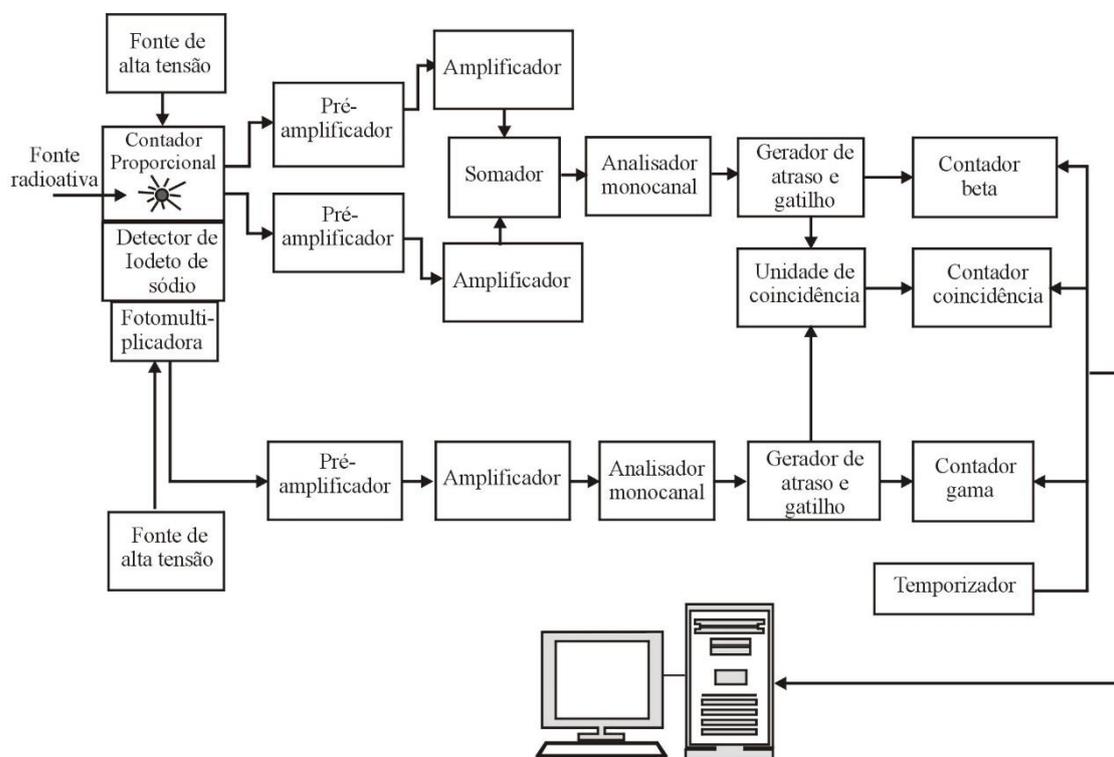



Figura 6.38 - Diagrama de blocos de uma cadeia de medição utilizando o método de coincidência *4$\pi\beta$-γ*.

6.10.17. Sistema de calibração absoluta (*Triple to Double Coincidence Ratio*) - TDCR

Conforme foi citado no ítem 6.6.5, com o uso do cintilador líquido, módulos comerciais de instrumentação nuclear acoplados a um módulo MAC3 especialmente construído pelo Dr. Philippe Cassete do Laboratoire National Henri Becquerel (LNHB) da França e vários programas de computação, construiu-se um dos mais sofisticados métodos de calibração absoluta de radionuclídeos.

O método utiliza um sistema de coincidência com três fotomultiplicadoras coletando as cintilações produzidas por uma solução de radioisótopo, a ser calibrada, diluída numa solução de cintilação líquida. Usando as razões das coincidências tripla e duplas, obtém a *atividade* da solução radioativa. As Figuras 6.39a e 6.39b ilustram o arranjo experimental utilizado e a foto do módulo MAC3 utilizado.

(a) (b)

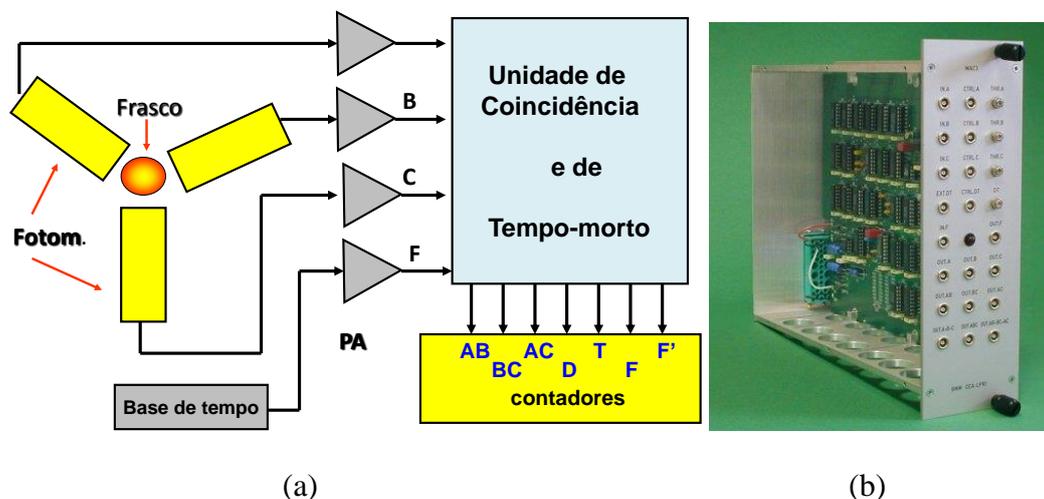



Figura 6.39 - Arranjo experimental do sistema TDCR e foto do módulo MAC3.

6.10.18. Hierarquia dos sistemas metrológicos

Todas as medições realizadas num país devem estar rastreadas metrologicamente ao Laboratório Nacional e, este, ao Bureau International des Poids et Mèsures (BIPM). Na realidade, a maioria das medições nem sempre cumpre este requisito e, por isto, existe uma variabilidade de valores para a mesma medição e até para a mesma unidade. Este requisito de rastreabilidade constitui a segurança e a garantia da exatidão do valor da medição, no país e fora dele.

Para garantir a fidelidade de suas medições, um usuário deve ter seus instrumentos calibrados num laboratório nacional ou num laboratório credenciado por ele. Na calibração, o instrumento recebe um certificado de calibração, na faixa de sua utilização e finalidade de uso.

Por outro lado, os padrões nacionais das referidas grandezas devem ser calibrados ou rastreados metrologicamente ao BIPM, mediante intercomparações internacionais de medições em determinadas grandezas e tipos de medição. Ou seja, devem, para cada grandeza, estar rastreados ao padrão internacional ou primário.

A Figura 6.40 representa esquematicamente a hierarquia dos padrões e da qualidade dos instrumentos, onde os valores das incertezas das medições variam dos valores aceitáveis dos instrumentos utilizados pelos usuários, até valores cada vez menores e rigorosos dos instrumentos padrões nacionais e internacionais.

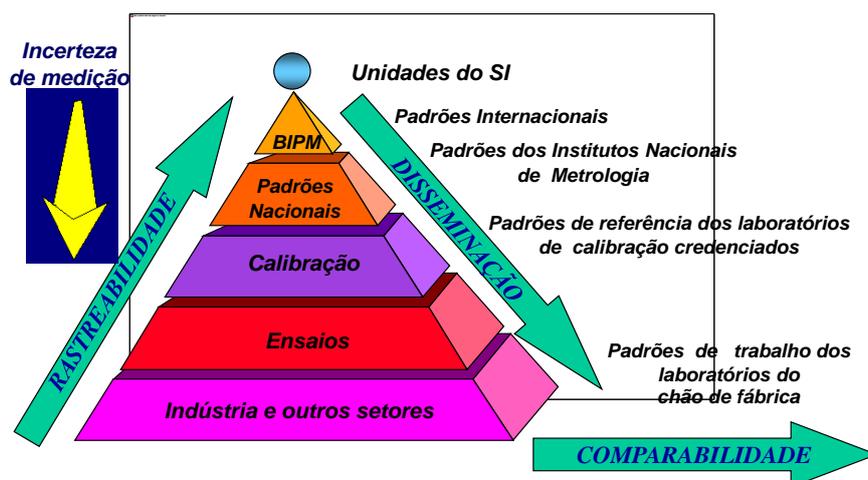



Figura 6.40 - Representação da hierarquia e rastreabilidade metrológica das medições realizadas pelos instrumentos dos usuários até aos padrões internacionais, para cada tipo de grandeza.

6.11- INCERTEZAS ASSOCIADAS ÀS MEDIÇÕES

Em todas as medições de uma grandeza o resultado deve ser expresso pelo valor obtido, com sua respectiva unidade, acompanhado do valor da incerteza expressa com um determinado intervalo de confiança. Isto significa que, um *resultado de medição sem a sua incerteza não possui valor e nem qualidade metrológica*.

A origem da incerteza está acoplada à precisão dos equipamentos, repetitividade e reprodutibilidade das medições e, quando comparada com um padrão, à exatidão e rastreabilidade.

Para cada tipo de aparelho e aplicação técnica existe uma faixa apropriada ou aceitável do valor da incerteza da grandeza medida. Por exemplo, numa determinação da taxa de dose efetiva obtida num programa de monitoração ambiental, um valor entre 10% e 20% é considerado muito bom, enquanto que numa calibração absoluta da Atividade, com valor de 0,5% pode ser considerado elevado para determinado radionuclídeo.

Assim, em todas as medições, principalmente as mais complexas e importantes, além dos registros dos valores das medições, uma planilha contendo os diversos componentes de incerteza, com seus respectivos valores, deve acompanhar os resultados.

Os componentes da incerteza total são classificados como sendo do *Tipo A* e *Tipo B*, cada um associado a um determinado tipo de distribuição estatística e forma de obtenção, sendo compostos quadraticamente na maioria dos casos. Além do valor total obtido, este deve ser multiplicado pelo fator de abrangência *(k)* proveniente do intervalo de confiança estabelecido, para se obter a incerteza total expandida.

Para determinar, propagar, classificar e compor os diversos tipos de incerteza, os operadores devem seguir os procedimentos do *Guia para a Expressão da Incerteza de Medição* estabelecido pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) e Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO) no Brasil, após padronização internacional pela International Organization for Standardization (ISO), na publicação*Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement* em 1995.

Além das incertezas determinadas para cada *"ponto"* de medição, existem as

contribuições das incertezas devidas aos ajustes, extrapolações e interpolações, com inclusão das incertezas experimentais, propostos pelos métodos de medição utilizados. (Consultar: E. Almeida, L. Tauhata, *Estatística*, *Teoria de Erros e Processamento de Dados* - IRD, 1982).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IRD, *Metrologia de Radionuclídeos*, Apostila do IRD, 4ª. Revisão, 2003.

E. ALMEIDA e L.TAUHATA, *Estatística, Teoria de Erros e Processamento de Dados*, Apostila do IRD, *www.ird.gov.br*, ver: Documentos, Material Didático, Apostilas, 1982.

KNOOL, G.F., *Radiation Detection and Measurement*, J. Wiley and Sons, N.Y., 1979.

ISO, *Guide to the Expression of Uncertainty in Measurement*, ISBN 92-67-10188-9, 1995.

NCRP Report No. 58, *A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures*, Washington, D.C., 1985.

Man, W.B.; Rytz, A. and Spernol, A., *Radioactivity Measurements - Principles and Practices*, Pergamon Press, 1991.

Bureau International des Poids at Mesures, *Le BIPM et la Convention du Mètre*, Pavillon de Breteuil, F-92312, Sèvres Cedex, France, 1987.

Da SILVA, C.J., *Implementação de um sistema de anti-coincidência 4πNaI(Tl)-CL com cronometragem em tempo vivo e tempo morto extendível*, Tese de doutorado, COPPE-UFRJ, Rio de Janeiro, 2008.

PHILIPPE CASSETTE, JACQUES BOUCHARD, *The design of a liquid scintillation counter based on the triple to double coincidence ratio method*, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, A 505, 72-75, 2003.

AGUSTIN GRAU MALONDA, *Modelo de parámetro libre en centelleo liquido*, Editorial CIEMAT, Madrid, España, 1995.

PHILIPPE CASSETE, E. MONARD, *A new liquid scintillation counter for the absolute activity measurement of radionuclides*, Nuclear Instruments & Methods in Physics Research, A 422, 119-123, 1999.

CAPÍTULO 7

NOÇÕES DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

7.1. SEGURANÇA E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

7.1.1. Conceito de Proteção Radiológica

A Proteção Radiológica, ou Radioproteção, pode ser definida como um conjunto de medidas que visam proteger o homem e o ecossistema de possíveis efeitos indesejáveis causados pelas radiações ionizantes.

Para isso ela analisa os diversos tipos de fontes de radiação, as diferentes radiações e modos de interação com a matéria viva ou inerte, as possíveis consequências e sequelas à saúde e riscos associados.

Para avaliar quantitativa e qualitativamente esses possíveis efeitos, necessita-se definir as grandezas radiológicas, suas unidades, os instrumentos de medição e detalhar os diversos procedimentos do uso das radiações ionizantes.

O estabelecimento de normas regulatórias, os limites permissíveis e um plano de Proteção Radiológica para as instalações que executam práticas com radiação ionizante, tem por objetivo garantir o seu uso correto e seguro.

Procedimentos para situações de emergência também devem ser definidos para o caso do desvio da normalidade de funcionamento de uma instalação ou prática radiológica.

Os conceitos, procedimentos, grandezas e filosofia de trabalho em proteção radiológica são continuamente detalhadas e atualizadas nas publicações da *International Commission on Radiological Protection, ICRP. E*xiste também a *International Commission on Radiation Units and Measurements, ICRU,* que cuida das grandezas e unidades, seu processo de aperfeiçoamento e atualização.

Os conceitos contidos nas publicações da ICRP e ICRU constituem recomendações internacionais. Cada país, pode ou não adotá-los parcial ou totalmente, quando do estabelecimento de suas Normas de Proteção Radiológica. Tudo depende do estágio de desenvolvimento do país, da capacidade ou viabilidade de execução, em cada área de aplicação.

7.1.1.1. Proteção Radiológica do Ecossistema

A preocupação com o meio ambiente, em Proteção Radiológica, sempre teve como foco as pessoas que nele e dele vivem. Quando se faz uma avaliação dos níveis de radioatividade natural, de dispersão de material radioativo por instalações do ciclo do combustível nuclear, principalmente das áreas de mineração e beneficiamento de material radioativo, a preocupação sempre foram os níveis de exposição ou contaminação a que as pessoas poderiam ser expostas, direta ou indiretamente, causando doses de radiação e riscos adicionais de dano à sua saúde.

Assim, há muito tempo existem os programas pré-operacionais e operacionais de monitoração ambiental, de avaliação de impacto ambiental ou de risco de acidentes possíveis, modelos de dispersão e vias de exposição por material radioativo em acidentes, no licenciamento e implementação de instalações envolvendo material radioativo. No

Brasil, os procedimentos, os critérios científicos e metodológicos estão bem detalhados na Posição Regulatória 3.01/008:2011 da CNEN que trata do *Programa de Monitoração Radiológica Ambiental.*

A partir da publicação 91, a ICRP já faz proposta sobre a proteção radiológica do meio ambiente. Em 2007, no capítulo 8 de sua publicação 103, ela estabeleceu claramente como objetivos para a Proteção Radiológica do Ecossistema, a necessidade global e esforço para:

1) manter a diversidade biológica;
2) assegurar a conservação das espécies; e
3) proteger a saúde e o *status* do *habitat* natural, das comunidades e ecossistemas.

Nesta publicação, a ICRP não propõe definir qualquer forma de limites de dose para o meio ambiente. Ela pretende usar alguns animais e plantas como referências, para estabelecer ações de proteção em diferentes situações de exposição à radiação.

Na publicação das Nações Unidas, UNSCEAR 2008 Report Vol.II, ANNEX E, existe um longo texto dedicado a *Effects of Ionizing Radiation on Non-Human Biota,* (ver: http://www.unscear.org/)

7.1.1.2- Avaliação de Impacto Ambiental

O impacto ambiental radiológico é percebido, entre outros indicadores, pelo aumento da radioatividade nos meios físico e biológico, devido:

a) ao aumento da concentração de radionuclídeos no meio-ambiente;
b) à transferência e acumulação em diversos meios através de fenômenos de transporte; e
c) à bioacumulação e adsorção.

A avaliação do impacto ambiental envolve as seguintes etapas:

a) determinação do termo fonte;
b) identificação das vias de exposição críticas;
c) identificação dos radionuclídeos críticos;
d) identificação dos grupos críticos;
e) estabelecimento de limites de dose;
f) programa de monitoração ambiental e de efluentes;
g) planejamento de um programa de monitoração ambiental; e
h) modelagem para análise das vias de exposição.

7.1.1.3. NORM e TENORM

As siglas NORM e TENORM são abreviações de ***N****aturally* ***O****ccurring* ***R****adioactive* ***M****aterials* e ***T****ecnollogically* ***E****nhanced* ***N****aturally* ***O****ccurring* ***M****aterials,* que constituem campos da Proteção Radiológica que tratam dos materiais utilizados ou processados pelo homem, que possuem concentrações de radionuclídeos naturais, que podem induzir doses de radiação significativas e que são responsáveis pela sua exposição à radioatividade natural.

Tais materiais são processados nos serviços de tratamento de água potável, exploração de carvão mineral, minérios, petróleo, gás, fosfatos, além dos provenientes dos rejeitos industriais e médicos. A maioria dos radionuclídeos é constituída de elementos das séries do ^{238}U, ^{232}Th, além do ^{40}K. Em qualquer um deles, o estudo é

individual, ou seja, para cada tipo de radionuclídeo deve ser feito um procedimento específico para verificar se sua concentração no material pode ser considerada inócua ou necessita de uma intervenção para reduzir a exposição à radiação dos trabalhadores ou membros do público.

As recomendações regulatórias e de estudo destes dois campos são feitas em várias publicações da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA), como por exemplo, na *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources,* BSS-115, IAEA, Vienna (1996), *Regulations for the Safe transport of Radioactive Materials* - Safety Series No.ST-1 – (1996).

7.1.2. Conceito de Segurança Radiológica

A Segurança constitui uma parte importante da Proteção Radiológica. Sem o estabelecimento de uma Cultura de Segurança, que inclua estrutura, organização, prática, habilidade, treinamento e conhecimento, fica difícil estabelecer um nível de proteção adequado.

A estrutura de um sistema de segurança, permite o exercício apropriado da proteção desejada. Por exemplo, num sistema de blindagem multicamadas de um reator nuclear, a proteção da população e ecossistema fica mais fácil de ser garantida. Obviamente ela depende da correta execução dos procedimentos, do treinamento e engajamento dos operadores da instalação. A consciência coletiva para a execução rigorosa das tarefas programadas e estabelecidas pelo programa de qualidade de operação, unifica e expressa a cultura de segurança dos trabalhadores da instalação.

Em muitas situações, as medidas de *segurança* coincidem com as de *proteção radiológica*. Mas existem outras como, por exemplo, de segurança física e segurança do trabalho que ultrapassam as exigidas em proteção radiológica. Obviamente, constatam-se outras situações em que exigências de proteção radiológica são mais rigorosas que as de segurança, como por exemplo, a filosofia de estabelecimento dos limites de doses máximas permissíveis, para as diversas práticas e situações que, embora seguros, a proteção radiológica exige uma ordem de grandeza abaixo em seus valores, para tranquilizar as pessoas sobre o risco do uso da radiação nuclear, que muitos temem.

Em segurança do trabalho e de operação de muitas instalações, os níveis de insalubridade e periculosidade, quando ultrapassados podem já causar danos perceptíveis nos indivíduos. Em Proteção Radiológica, quando os limites máximos permissíveis são ultrapassados dificilmente algum dano é constatado; somente a probabilidade de ocorrência é que aumenta de valor.

A segurança utilizada na Proteção Radiológica está bem detalhada na publicação da Agência Internacional de Energia Atômica *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for Safety of Radiation Sources* - Safety Series No.115, IAEA, Vienna (1996).

7.1.3. Segurança doméstica e externa

Recentemente, se estabeleceram programas de segurança domésticos e também para público externo, quando da realização dos denominados *grandes eventos.* Neles existe uma preocupação para assegurar o usufruto por parte dos membros do público do país e de outros países, das promoções e eventos artísticos, esportivos e até religiosos, destinados a milhares de pessoas.

Para evitar tumultos, ocorrências não programadas ou desagradáveis, as pessoas participantes passam por um processo de *triagem* ou *revista*, porque algumas delas podem estar portando armas, explosivos, objetos que podem causar ferimentos em outrem e, inclusive, material inflamável ou radioativo.

Este procedimento de segurança se torna cada vez mais crítico em países e locais onde podem se reunir pessoas de diferentes ideologias, concepções religiosas e políticas e, principalmente, em conflitos regionais ou internacionais. Assim, os denominados *grandes eventos*, como Copa do Mundo e Olimpíadas, necessitam do cuidado de assegurar a integridade dos atletas, público assistente, instalações de hospedagem, estádios e a realização da programação.

7.2. PRINCÍPIOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

7.2.1. Justificação

Os objetivos da proteção contra as radiações são a prevenção ou a diminuição dos seus efeitos somáticos e a redução da deterioração genética dos povos, onde o problema das exposições crônicas adquire importância fundamental. Considera-se que a dose acumulada num período de vários anos seja o fator preponderante, mesmo que as doses intermitentes recebidas durante esse período sejam pequenas.

As doses resultantes da radiação natural e dos tratamentos médicos com raios X, não são consideradas nas doses acumuladas. Por esse motivo, recomenda-se aos médicos e dentistas que tenham o máximo cuidado no uso dos raios X e demais radiações ionizantes, para evitar exposições desnecessárias. Mesmo assim, pesquisas e avaliações das doses e efeitos sobre a radioatividade natural e o uso das radiações ionizantes em Medicina e outras áreas de aplicação, são continua e crescentemente realizados. Os resultados destes esforços são publicados em relatórios das Nações Unidas, *Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR.* (ver: http://www.unscear.org/unscear/en/publications/)

Além destas publicações, existem outras editadas por alguns países como, por exemplo, os Estados Unidos, denominadas *Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, NCRP Report No.160, (2009) - Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States.*

Assim, *qualquer atividade envolvendo radiação* ou exposição *deve ser justificada* em relação a outras alternativas *e produzir um benefício líquido positivo* para a sociedade.

7.2.2. Otimização

O princípio básico da proteção radiológica ocupacional estabelece que *todas as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis* (ALARA: *As Low As Reasonably Achievable*).

Estudos epidemiológicos e radiobiológicos em baixas doses mostraram que não existe um limiar real de dose para os efeitos estocásticos. Assim, qualquer exposição de um tecido envolve um risco carcinogênico, dependendo da radiossensibilidade desse tecido por unidade de dose equivalente (coeficiente de risco somático). Além disso, qualquer exposição das gônadas pode levar a um detrimento genético nos descendentes do indivíduo exposto.

O princípio ALARA estabelece, portanto, a necessidade do aumento do nível de proteção a um ponto tal que aperfeiçoamentos posteriores produziriam reduções menos

significantes do que os esforços necessários. A aplicação desse princípio requer a otimização da proteção radiológica em todas as situações onde possam ser controladas por medidas de proteção, particularmente na seleção, planejamento de equipamentos, operações e sistemas de proteção.

Os esforços envolvidos na proteção e o detrimento da radiação podem ser considerados em termos de custos; desta forma uma otimização em termos quantitativos pode ser realizada com base numa análise custo-benefício. Na Figura 7.1 faz-se uma representação esquemática desta análise, utilizando como parâmetro a dose coletiva.

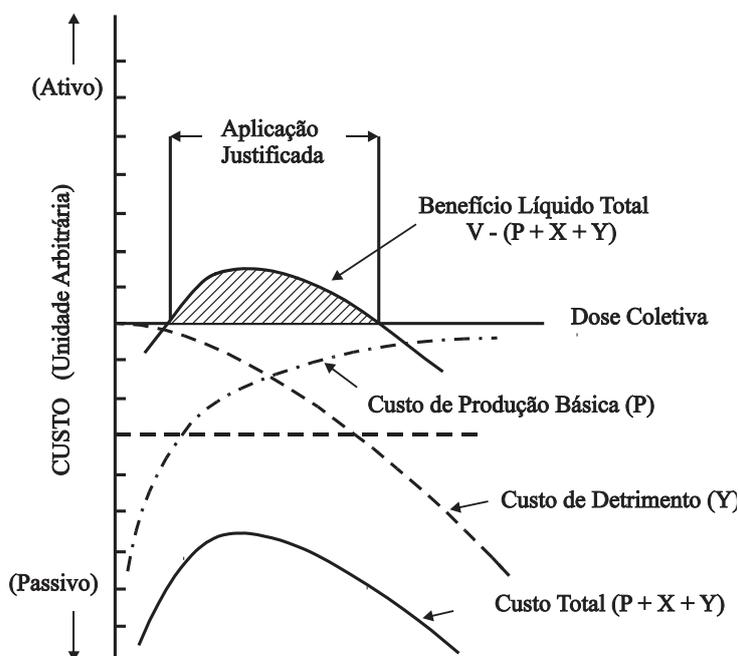



Figura 7.1 - Descrição esquemática do método de análise custo-benefício para a otimização da proteção radiológica.

7.2.3. Limitação da dose individual

Uma das metas da proteção radiológica é a de manter os limites de dose equivalente anual, $H_{T,lim}$, para os tecidos, abaixo do limiar do detrimento, $H_{T,L}$, para os efeitos não-estocásticos nesse tecido ou seja,

$$H_{T,\lim} < H_{T,L}$$

Dessa forma impõe-se que *as doses individuais de Indivíduos Ocupacionalmente Expostos (IOE) e de indivíduos do público não devem exceder os limites anuais de doses estabelecidos* na Tabela 7.1.

Outra meta da proteção radiológica é a de limitar a probabilidade de ocorrência de efeitos estocásticos. A limitação de dose para efeitos estocásticos é baseada no princípio de que o detrimento deve ser igual, seja para irradiação uniforme de corpo inteiro, seja para irradiação não uniforme. Para que isso ocorra é preciso que

$$E = H_E = \sum_T w_T \cdot H_T < H_{WB,L}$$

onde w_T é o fator de peso para o tecido T, H_T é a dose equivalente anual no tecido T e $H_{WB,L}$ é o limite de dose equivalente anual recomendado para irradiação uniforme do corpo inteiro H_{WB}, ou dose efetiva E.

O fator de peso, w_T, para efeitos estocásticos no tecido T, é definido como sendo a razão entre o coeficiente de probabilidade de detrimento fatal para esse tecido (f_T), levando em conta a severidade do efeito e o coeficiente de risco total para o corpo, para irradiação uniforme de corpo inteiro. Os valores de w_T para vários tecidos são mostrados na Tabela 7.2.

Tabela 7.1 - Limites primários anuais de *dose efetiva* - CNEN-NN-3.01 (2011) e BSS 115.

Grandeza		**Indivíduo Ocupacionalmente Exposto (mSv)**	**Individuo do Público (mSv)**	**Aprendiz ou Estudante (16 a 18 anos) (mSv)**	**Visitante ou Acompanhante (mSv)**
Dose Efetiva ou de Corpo inteiro		20 [a, b]	1 [c]	6	5 [d]
Dose Equiva-lente	Cristalino	150	15	50	
	Extremidades (mãos e pés) Pele	500 [e]	50 [e]	150 [e]	

[a] Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar temporariamente uma mudança na limitação de dose, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano, o período temporário de mudança não ultrapasse 5 anos consecutivos, e que a dose efetiva média nesse período temporário não exceda 20 mSv por ano.

[b] Mulheres grávidas (IOE) não podem exceder a 1 mSv por ano.

[c] Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Por período (diagnóstico + tratamento).

[e] Valor médio numa área de 1 cm^2 da parte mais irradiada.

Os fatores de peso w_T para os vários tecidos ou órgão usados para o cálculo da Dose Efetiva ou de Corpo Inteiro $E = H_{WB} = \Sigma_{T.} w_T\, H_T$, recomendados pelas publicações nº 26 e 60 da ICRP estão na Tabela 7.2. Os fatores w_T da ICRP 60 são os estabelecidos na Norma CNEN-NN-3.01, de 2011.

7.2.4. Limites Primários

Os valores dos *limites variam com o tempo*. Eles dependem do estado de desenvolvimento da prática de proteção radiológica no mundo ou num determinado país, dos limites de detecção dos equipamentos que medem as grandezas operacionais vinculadas às grandezas primárias estabelecidas em norma e das prioridades estabelecidas pelos grupos humanos em determinada época.

Por exemplo, os limites estabelecidos na *Basic Safety Series 115* da Agência Internacional de Energia Atômica, são coerentes com os recomendados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica, na publicação 60 (ICRP 60) e foram acatados pela Norma NN-3.01, cuja revisão pela CNEN, foi concluída em 2011.

Na Tabela 7.1 que resume os limites estabelecidos pela Norma NN-3.01 e pelo BSS 115, percebe-se a preocupação social com os aprendizes, estudantes e acompanhantes de pacientes em hospitais.

Em condições de exposição rotineira, *nenhum IOE pode receber, por ano, doses efetivas ou equivalentes superiores aos limites primários* estabelecidos pela Norma CNEN-NN-3.01 de 2011, mostrados na Tabela 7.1.

Tabela 7.2 - Coeficientes de probabilidade de detrimento fatal e fatores de peso para vários tecidos.

Tecido Humano	**Coeficiente de Probabilidade de Detrimento Fatal (10^{-4} Sv^{-1})**	**Fatores de Peso w_T**
Bexiga	30	0,05
Medula óssea vermelha	50	0,12
Superfície óssea	5	0,01
Mama	20	0,05
Cólon	85	0,12
Fígado	15	0,05
Pulmão	85	0,12
Esôfago	30	0,05
Gônadas	10	0,20
Pele	2	0,01
Estômago	110	0,12
Tireoide	8	0,05
Restante	50	0,05
Total	500*	1,00

**Este total só vale para o público em geral. O risco total para IOE é estimado $400.10^{-4} Sv^{-1}$.*

7.2.4.1. *Limites secundários, derivados e autorizados*

Na prática, as grandezas básicas não podem ser medidas diretamente e, assim, não permitem um controle adequado dos possíveis danos induzidos pela radiação. É, portanto, um dos problemas fundamentais da proteção radiológica interpretar as medições de radiação ou atividade no meio-ambiente em termos da dose equivalente em tecidos e da resultante de dose efetiva.

Recomenda-se assim a aplicação de limites secundários e de limites derivados que são relacionados aos limites primários e permitem uma comparação mais direta com as quantidades medidas.

Os limites secundários são utilizados para irradiações externa e interna. No caso de irradiação externa aplica-se o índice de dose equivalente de *20 mSv/ano*. Para a irradiação interna, os limites são os anuais para a absorção de material radioativo via inalação ou ingestão, referidos ao *Homem de Referência*.

Podem-se utilizar padrões intermediários, chamados de *limites derivados* ou *limites operacionais*, para interpretar uma medição de rotina em termos dos limites máximos recomendados.

Autoridades competentes ou a direção de uma instituição, podem determinar limites inferiores aos limites derivados, para serem utilizados em determinadas situações. Tais limites são chamados de *limites autorizados*.

7.2.4.2. *Níveis de referência*

Para se adotar uma ação, quando o valor de uma determinada quantidade ultrapassa determinado valor, utilizam-se *níveis de referência*. A ação a ser tomada pode variar de uma simples anotação da informação (*Nível de Registro*), passando por uma investigação sobre as causas e consequências (*Nível de Investigação*), até chegar a medidas de intervenção (*Nível de Intervenção*).

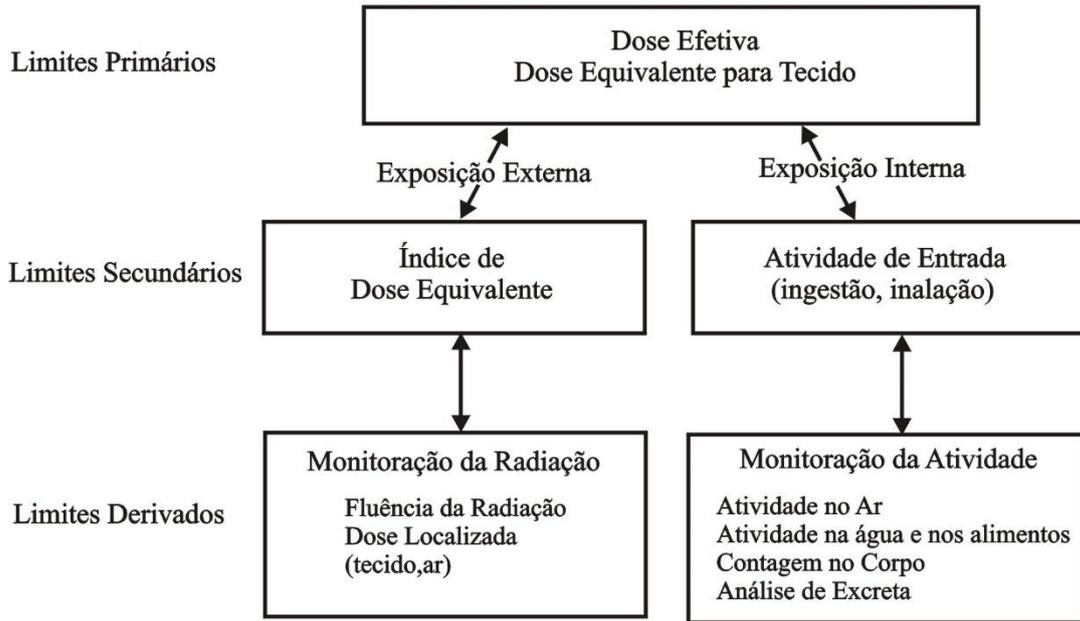



Figura 7.2 - Grandezas básicas e derivadas utilizadas para a limitação da exposição individual.

O *Nível de Registro* é utilizado quando as medidas de um programa de monitoração fornecem resultados tão baixos que não são do interesse, podendo ser descartados. No entanto, pode-se escolher um nível de registro para as dose efetivas, equivalente de dose pessoal ou para a entrada de material radioativo no corpo acima do qual é de interesse adotar e arquivar os resultados.

O *Nível de Investigação* é definido como o valor da dose efetiva ou de entrada de material radioativo no corpo, acima do qual o resultado é considerado suficientemente importante para justificar maiores investigações. Esse nível deve ser relacionado a um só evento, e não com a dose efetiva acumulada ou entrada de material durante um ano.

O *Nível de Intervenção* depende da situação e deve ser pré-estabelecido, pois sempre irá interferir com a operação normal ou com a cadeia normal de responsabilidades.

Tabela 7.3 - Níveis de registro e de investigação para monitoração individual dea indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE), estabelecidos pela Posição Regulatória 3.01/004:2011 da CNEN.

Nível	**Tipo de Exposição**	**Grandeza limitante**	**Valor/período***
Registro	Corpo Inteiro	Dose Efetiva *E*	≥ 0,20 mSv/mês
Investigação	Corpo Inteiro	Dose Efetiva *E*	6 mSv/ano ou 1 mSv/qualquer mês
	Pele, mãos e pés	Dose Equivalente *H*	150 mSv/ano ou 20 mSv/qualquer mês
	Cristalino	Dose Equivalente *H*	6 mSv/ano ou 1 mSv/qualquer mês

* Períodos diferentes do mensal devem ser comunicados à CNEN.

7.2.4.3. Classificação das áreas de trabalho

Para fins de gerenciamento da Proteção Radiológica numa instalação, as áreas de trabalho com material radioativo ou geradores de radiação, devem ser classificadas em: *Área Controlada*, *Área Supervisionada* e *Área Livre*, conforme definidas na norma CNEN-NN-3.01:

a) Área Controlada
Área sujeita a regras especiais de proteção e segurança, com a finalidade de controlar as *exposições normais*, prevenir a disseminação de contaminação radioativa e prevenir ou limitar a amplitude das exposições potenciais.

b) Área Supervisionada
Área para a qual as condições de exposição ocupacional são mantidas sob supervisão, mesmo que medidas de proteção e segurança específicas não sejam normalmente necessárias.

c) *Área Livre*
Área que não seja classificada como área controlada ou supervisionada.

As áreas controladas devem ter controle restrito, estar sinalizadas com o símbolo internacional das radiações ionizantes, os trabalhadores devem estar individualmente identificados e monitorados e, na maioria das vezes, portando equipamento de proteção individual (EPI).

Uma área para ser considerada controlada, sob o ponto de vista radiológico, deve apresentar, em média, um nível de exposição maior que 3/10 do limite máximo permitido pela norma da CNEN.

Em algumas instalações, as áreas controladas podem ter requisitos adicionais de proteção e segurança visando, por exemplo, a guarda de segredos industriais ou militares.

As áreas supervisionadas devem possuir monitores de área, controle de acesso e nível de exposição maior que 1 mSv/ano. As áreas consideradas livres devem apresentar um nível de exposição menor do que 1 mSv/ano.

7.2.4.4. Exposição crônica do público

Pessoas do público podem estar sujeitas a uma exposição crônica de radiação em várias situações previstas na Posição Regulatória - 3.01/007 da CNEN de 24/11/2005. Nelas estão incluídas o uso de materiais de construção com elevados teores de elementos pertencentes às séries do urânio e tório, radioatividade natural do solo elevada, áreas contaminadas por resíduos industriais, operações militares, acidentes nucleares ou radiológicos.

Para estas situações existem dois níveis estabelecidos pela CNEN: o primeiro de *10 mSv/ano*, quando se deve fazer uma avaliação de implementação de ações de intervenção para remediação; o segundo, de *50 mSv/ano*, quando deve haver uma intervenção, independente da justificação, para resolver a situação.

7.2.4.5. Bandas de dose efetiva

O estabelecimento de valores numéricos para os limites primários ou derivados traz embutidas algumas dificuldades na tomada de decisão, principalmente quando ocorrem situações em que, por exemplo, a dose efetiva nos indivíduos ocupacionalmente expostos (*IOE*) apresenta valores muito próximos deles. Isto fica mais crítico em situações de emergência, onde os valores recebidos das doses efetivas nos IOE ou membros da população são estimados devido às restrições do cenário de ocorrência e das dificuldades de medição ou de estimativa.

Assim, as recentes recomendações internacionais de proteção radiológica, buscam estabelecer *Bandas de Dose Efetiva*, ao invés de *Valores limites*. Na publicação 103 de 2007 da ICRP, há recomendações sobre *Limites de Dose (Dose Limits)* para trabalhadores em exposições planejadas e *Restrições de Dose* (*Dose Constraints*) e *Níveis de Referência (Reference Levels)* para indivíduos representativos da população em todas as situações.

Nessa publicação, aparece o conceito de bandas de dose efetiva onde a primeira banda atinge valores até *1 mSv*, a segunda de *1 a 20 mSv*, a terceira de *20 a 100 mSv*. Na primeira banda, quase nenhum benefício pode aparecer para o indivíduo ou a sociedade devido a exposição à radiação ionizante. Na segunda, as pessoas recebem os benefícios da situação de exposição e na terceira, a fonte está fora de controle e as exposições precisam ser reduzidas pela ação dos responsáveis.

De um modo geral, as bandas podem ser resumidas em 6 situações, condensadas na Figura 7.3.

Figura 7.3 - Bandas de Dose Efetiva Individual, em *mSv*, que podem ser utilizadas em situações de operação normal ou de emergência.

7.3. SITUAÇÕES DE EMERGÊNCIA

Um dos cenários possíveis de ocorrência em Proteção Radiológica é o funcionamento da instalação ou do procedimento técnico apresentar um desvio de operação e possibilitar o surgimento de sequências de eventos indesejáveis e até perigosos. Neste caso, a presteza no atendimento a estas situações de emergência, deve ser eficiente e rápida, para evitar danos crescentes, à medida que o tempo passa.

O atendimento a estas situações varia com a gravidade do evento e com o cenário envolvido. A maioria delas é resolvida pelos responsáveis pela operação ou pelo serviço de proteção radiológica local. Numa situação mais ampla e complexa, exige-se a intervenção do Serviço de Atendimento a Situações de Emergência do País.

Num evento envolvendo uma situação de emergência, a primeira preocupação é a prevenção ou redução da dose nos IOE ou membros da população. Os objetivos práticos recomendados pela ICRP em sua publicação 109, aprovada em outubro de 2008, são os seguintes:

1) retomar o controle da situação;
2) prevenir ou mitigar as consequências da cena;
3) prevenir a ocorrência de efeitos determinísticos nos trabalhadores e membros do público;
4) prestar os primeiros socorros e gerenciar o tratamento das lesões da radiação;
5) reduzir, na medida do possível, a ocorrência de efeitos estocásticos na população;

6) prevenir, na medida do possível, a ocorrência de efeitos não radiológicos adversos sobre indivíduos e entre a população;
7) proteger, na medida do possível, o ambiente e os bens; e
8) levar em conta, na medida do possível, a necessidade de retomada das atividades sociais e econômicas.

As *Medidas de Proteção e Critérios de Intervenção em Situações de Emergência* estão bem detalhadas e estabelecidas na Posição Regulatória 3.01/006:2011 da CNEN, onde são descritas as Ações Protetoras Imediatas e Níveis Genéricos de Intervenção, as questões relativas ao Reassentamento Temporário ou Definitivo das pessoas atingidas, os Níveis de Ação para Controle de Alimentos e os Níveis Operacionais Específicos para Acidentes de Reatores.

É bom salientar que, na maioria das situações, os indivíduos do público, que são os trabalhadores de uma instalação que não operam com radiação e nem em áreas supervisionadas ou controladas, são tratados como membros da população, principalmente nas situações de emergência. Ou seja, os limites de exposição e contaminação dos indivíduos do público são utilizados para a população.

Entretanto, em algumas instalações, indivíduos do público são constituídos dos trabalhadores que operam nas rotinas de limpeza, algumas áreas administrativas e oficinas e, membros da população são pessoas externas à instalação. Nos casos de exposição à radiação ou contaminação, os integrantes da instalação são cuidados e regulamentados pelo órgão regulatório do país, por exemplo, a CNEN. Já os membros da população são cuidados pela Vigilância Sanitária e Secretarias de Saúde.

Um exemplo ilustrativo é o comércio e consumo de alimentos contaminados com material radioativo. A CNEN pode fazer a sua liberação quando o nível de contaminação para cada tipo de radionuclídeo estiver abaixo dos limites por ela estabelecidos. Entretanto, a Vigilância Sanitária pode impedir a venda e recolher os alimentos em todo o território nacional, por medida de prudência e salvaguarda da saúde da população.

7.3.1. Sistema de triagem de público

Em acidentes envolvendo a dispersão de material radioativo para o ambiente, como, por exemplo, nos acidentes de Goiânia, Chernobyl ou Fukushima, uma das primeiras tarefas é a identificação das pessoas que poderiam ser vítimas da contaminação radioativa.

Esta atividade é realizada após convocação da população aos centros de triagem ou a visita às casas e locais possíveis de terem sido contaminadas.

Na triagem do público, os técnicos que fazem as medições devem portar instrumentos sensíveis e leves, uma vez que o tempo de operação tem duração imprevisível.

Os detectores mais utilizados para isto são do tipo *Electronic Personal Dosimeter MK2*, com detectores de silício, sensíveis à radiação X, gama e beta, e que possuem alta sensibilidade e alcance; *Personal Radiation Detector (PRD) Thermo RadEye*, com detector de NaI(Tl) de alta sensibilidade e seletividade para radiação gama, com microfotomultiplicadora; *IdentiFINDER*, com detector de NaI(Tl) e GM, capaz de identificar o radionuclídeo emissor gama, conforme mostrados na Figura 7.4. Estes detectores medem taxa de exposição *(mR/h)*, taxa de dose efetiva *(mSv/h)*, contagem por segundo *(cps)*, em ampla faixa de detecção. Eles fazem os testes operacionais e subtraem o background automaticamente, podem ser conectados a microcomputadores, e operam no modo sonoro ou vibracional.

Estes detectores são apropriados para ser utilizados no sistema de segurança durante a realização dos grandes eventos, como Jogos Pan-americanos, Copa das Confederações, Copa do Mundo e Olimpíadas.

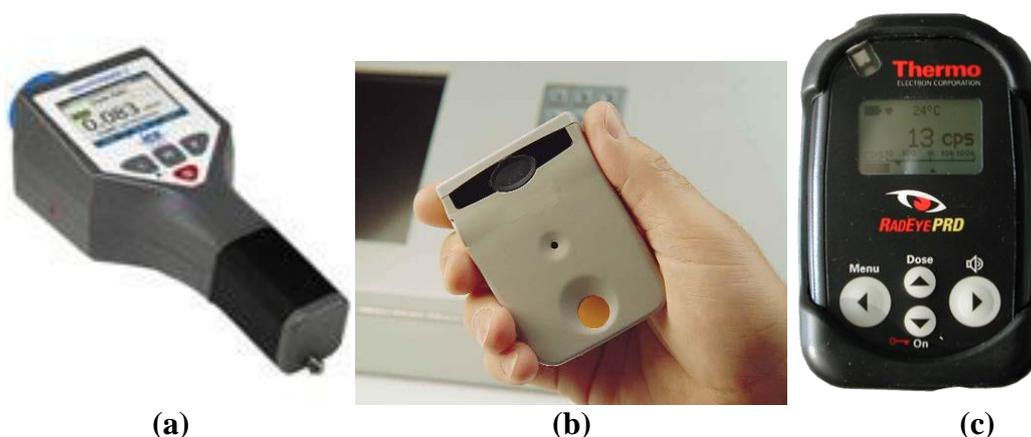



Figura 7.4 - Detectores portáteis apropriados para uso em triagem de público quando da ocorrência de acidentes com dispersão de material radioativo no ambiente. Os detectores mostrados são; (a) identiFINDER, (b) Electronic Personal Dosemeter, (c) Thermo RadEye PRD.

7.4. CUIDADOS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

7.4.1. Tempo

As radiações externas podem ser controladas operando-se com três parâmetros: *tempo*, *distância* e *blindagem* (ou *barreira*).

A *dose acumulada por uma pessoa* que trabalha numa área exposta a uma determinada taxa de dose *é diretamente proporcional ao tempo* em que ela permanece na área. Essa dose pode ser controlada pela limitação desse tempo:

$$Dose = Taxa \cdot Tempo$$

Como *o tempo de permanência* em áreas de trabalho *nas quais existem materiais radioativos ou fontes de radiação, conforme o tipo de tarefa a ser realizada*, devem ser empregadas procedimentos de redução na dose do IOE. Os recursos mais utilizados são: o aumento da distância ou a introdução de material de blindagem entre o homem e a fonte de radiação.

Deve-se sempre ter em mente que *quanto menor o tempo de exposição, menores serão os efeitos causados pela radiação*. Porém, o recurso mais eficaz de redução do tempo de execução de uma tarefa é o treinamento do operador, a otimização de sua habilidade.

7.4.2. Distância

Para uma fonte puntiforme, emitindo radiações em todas as direções, *o fluxo*, que é proporcional à taxa de dose numa determinada *distância **r** da fonte*, é *inversamente proporcional ao quadrado dessa distância*.

Cabe lembrar que essa relação somente é verdadeira para uma fonte puntiforme, um detector puntiforme e absorção desprezível entre a fonte e o detector. Isto porque ela se baseia no ângulo sólido definido pela fonte (puntiforme) e a superfície de uma calota esférica definida pela distância *r*, entre fonte e objeto alvo, durante o tempo *t* de exposição. A lei do inverso do quadrado é dada por:

$$\frac{\dot{D}_1}{\dot{D}_2} = \frac{(r_2)^2}{(r_1)^2}$$

onde $\dot{D}_1$ é a taxa de dose na distância r_1 da fonte e $\dot{D}_2$ é a taxa de dose na distância r_2 da fonte.

Note-se que duplicando a distância entre a fonte e o detector, reduz-se a taxa de dose a 1/4 de seu valor inicial. Dessa forma, o modo mais fácil de evitar exposição às radiações ionizantes é ficar longe da fonte.

7.4.3. Blindagem

As pessoas que trabalham com fontes ou geradores de radiação ionizante devem dispor de procedimentos técnicos bem elaborados de modo que o objetivo da tarefa seja concretizado e sua segurança esteja garantida contra exposições desnecessárias ou acidentais. Nesses procedimentos, os fatores *tempo* e *distância* em relação às fontes radioativas estão implícitos na habilidade e destreza de um técnico bem treinado para a tarefa. Por não apresentar hesitações durante sua execução, sua duração é mínima; por dominar todos os elementos do processo, não comete enganos, se posiciona no lugar adequado e com a postura correta.

Entretanto, em certas situações, principalmente quando se opera com fontes intensas ou níveis elevados de radiação, além de colimadores, aventais, labirintos e outros artefatos, é necessário introduzir outro fator de segurança: a *blindagem*.

A escolha do material de blindagem depende do tipo de radiação, atividade da fonte e da taxa de dose que é aceitável fora do material de blindagem.

7.4.4. Blindagem de uma instalação

O cálculo e construção de uma blindagem para uma instalação devem levar em consideração a localização dos geradores de radiação, as direções possíveis de incidência do feixe, o tempo de ocupação da máquina ou fonte, a carga de trabalho, os locais e áreas circunvizinhas, a planta da instalação. Além do cálculo da *barreira primária*, deve-se calcular a *barreira secundária* devido ao espalhamento da radiação nas paredes, equipamentos e no ar.

Após a escolha dos materiais da construção da instalação e da blindagem, calculam-se as espessuras e escolhem-se as geometrias que otimizam a redução do nível de radiação estabelecidos por normas, específicas e gerais, de proteção radiológica.

7.4.5. Blindagem para diferentes tipos de radiação

7.4.5.1. Blindagem para Nêutrons

Nêutrons rápidos são atenuados de forma aproximadamente exponencial, onde o coeficiente de atenuação é denominado *Seção de Choque Macroscópica*, que pode ser avaliado pelo *Comprimento de Relaxação*:

$$\phi(x) = \phi(0) \cdot e^{-\Sigma x} = \phi(0) \cdot e^{-\frac{x}{\lambda}}$$

onde x é a espessura de material atenuador, ϕ é o fluxo ou intensidade do feixe de nêutrons, Σ é a seção de choque macroscópica (cm^{-1}) e λ é o comprimento de relaxação.

Na tabela 7.4 são dados valores de comprimento de relaxação para nêutrons rápidos para alguns materiais moderadores e atenuadores.

Tabela 7.4 - Comprimento de relaxação aproximado de alguns materiais, para nêutrons rápidos

Material	**Densidade ($g.cm^{-3}$)**	**Comprimento de Relaxação (cm)**
Água	1	10
Grafite	1,62	9
Berílio	1,85	9
Óxido de berílio	2,3	9
Concreto	2,3	12
Alumínio	2,7	10
Concreto baritado	3,5	9,5
Concreto com ferro	4,3	6,3
Ferro	7,8	6
Chumbo	11,3	9

Os materiais utilizados para blindagem de nêutrons normalmente são de baixo número atômico *Z*, para evitar o espalhamento elástico que, ao invés de atenuar, espalharia nêutrons em todas as direções. Os materiais de alto *Z* utilizados são aqueles que absorvem nêutrons nas reações, como o cádmio e o índio. Os materiais mais utilizados são a água, a parafina borada, o grafite e o concreto.

O projeto de blindagem para nêutrons numa instalação envolve um aparato matemático muito complexo, e normalmente a equação de difusão ou transporte são solucionadas numericamente por meio de códigos de computação. Nesses códigos são levados em conta todos os tipos de reações nucleares, em todas as faixas de energia, inclusive nas regiões de ressonância, onde o valor da seção de choque varia abruptamente, inclusive em várias ordens de grandeza.

7.4.5.2. *Blindagem para partículas carregadas*

Partículas carregadas dissipam energia nas colisões com as partículas dos átomos do material de blindagem, até que sua velocidade entra em equilíbrio com a das demais

partículas do meio. O espaço percorrido desde sua entrada no material até sua parada é denominado de *alcance da partícula* (*range*).

Se a massa da partícula é pequena, como no caso da partícula beta, a forma da trajetória pode ser bastante irregular, tortuosa, com mudanças significativas de direção de propagação, principalmente perto do ponto de *parada*. Se a partícula tem massa elevada, como no caso da partícula alfa ou fragmentos de fissão, a trajetória é quase retilínea, só mudando de direção quando ocorre uma colisão com um núcleo pesado, o que raramente acontece.

Devido a esse comportamento, ou seja, de existir um alcance para cada tipo de partícula carregada em função da energia e do material, pode-se chegar à absorção total de um feixe de partículas. Isso permite construir uma blindagem com muita eficiência, desde que a espessura de material seja superior ao alcance, ou *poder de penetração* da partícula, e sua natureza seja tal que minimize as interações com emissão de radiação de freamento.

Para blindar essas partículas utiliza-se material de baixo *Z* que possua consistência mecânica, como acrílico, teflon, PVC, polietileno e, algumas vezes, o chumbo e concreto. O chumbo não deve ser utilizado para blindagem de feixes de elétrons, devido à produção de radiação de freamento que agravaria a situação em termos de níveis de radiação e penetrabilidade.

Nota: Como muitas pessoas estão acostumadas a "respeitar" uma fonte radioativa quando a mesma se encontra guardada em recipiente de chumbo, devidamente sinalizado, para uma fonte intensa de radionuclídeos emissores beta, blindam-se as radiações com uma espessura adequada de PVC, acrílico ou teflon e, posteriormente, coloca-se o frasco dentro de outro de chumbo. Essa providência final tem somente um efeito psicológico, pois as radiações já foram devidamente blindadas.

7.4.5.3. Blindagem para raios X e gama

Devido ao fato de fótons X e γ atravessarem o material absorvedor, sua redução é determinada pela energia da radiação, pela natureza do material absorvedor e a sua espessura. Pode-se então determinar a espessura de material necessário para se atenuar feixes de fótons X e γ, utilizando em primeira aproximação, a lei de atenuação exponencial

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} = I_0 \cdot e^{-(\mu/\rho)\rho x}$$

onde μ é o coeficiente de atenuação total do material para a energia *E*, μ/ρ é o coeficiente de atenuação total em massa (ou "mássico"), ρ é a densidade do material e x é a espessura da blindagem (ver: www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/ Table 3 e Table 4.

Quando um material é constituído de uma mistura ou composição de diversos elementos químicos, pode-se obter o seu coeficiente de atenuação linear pela média ponderada, dada por:

$$\mu / \rho = \sum_i (\mu_i / \rho_i) w_i$$

onde w_i é a participação percentual do elemento químico no composto.

Para o cálculo de blindagens de instalações mais complexas, como por exemplo, as de radioterapia com fótons ou elétrons, o procedimento de cálculo é bastante diferente da determinação de blindagem de uma fonte puntiforme ou feixe colimado paralelo. Para isso, foi adicionado nesta apostila, o Anexo C, que trata da *Determinação de Blindagens em Radioterapia.*

7.4.5.4. Camada semi-redutora

O coeficiente de atenuação total μ depende do material atenuador e da energia do feixe incidente. No caso de uma fonte que emite fótons de várias energias, deve-se utilizar diferentes valores de μ, correspondentes às diversas energias do feixe e às diversas taxas de emissão de cada radiação. Como a intensidade de um feixe de fótons não pode ser totalmente atenuada pela blindagem, utiliza-se um parâmetro experimental, denominado de *camada semi-redutora* (*HVL = Half Value Layer*), definido como sendo a espessura de material que atenua à metade a intensidade do feixe de fótons. A relação entre μ e *HVL* é expressa por:

$$\mu = \frac{0{,}693}{HVL}$$

Assim, a lei de atenuação exponencial pode ser escrita como:

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{0{,}693}{HVL}x}$$

Da mesma forma que o *HVL*, outro parâmetro muito utilizado no cálculo de espessura de blindagem é a *camada deci-redutora* (*TVL = Tenth Value Layer*) definido como sendo a espessura de material que atenua de um fator de 10 a intensidade do feixe de fótons.

Na Tabela 7.5 são dados valores de *HVL* e *TVL* para três materiais, chumbo, concreto e ferro, em função da kilovoltagem pico do tubo de raios X. Na Tabela 7.6 são dados valores de HVL para os vários tipos de radionuclídeo emissores gama.

Tabela 7.5 - Camadas semi-redutoras (HVL) e deci-redutoras (TVL).

kV Pico	Material atenuador					
	Chumbo (cm)		Concreto (cm)		Ferro (cm)	
	HVL	TVL	HVL	TVL	HVL	TVL
50	0,006	0,017	0,43	1,5		
70	0,017	0,052	0,84	2,8		
100	0,027	0,088	1,6	5,3		
125	0,028	0,093	2	6,6		
150	0,03	0,099	2,24	7,4		
200	0,052	0,17	2,5	8,4		
250	0,088	0,29	2,8	9,4		
300	0,147	0,48	3,1	10,4		
400	0,25	0,83	3,3	10,9		

kV Pico	Material atenuador					
	Chumbo (cm)		Concreto (cm)		Ferro (cm)	
	HVL	TVL	HVL	TVL	HVL	TVL
500	0,36	1,19	3,6	11,7		
1.000	0,79	2,6	4,4	14,7		
2.000	1,25	4,2	6,4	21		
3.000	1,45	4,85	7,4	24,5		
4.000	1,6	5,3	8,8	29,2	2,7	9,1
6.000	1,69	5,6	10,4	34,5	3	9,9
8.000	1,69	5,6	11,4	37,8	3,1	10,3
10.000	1,66	5,5	11,9	39,6	3,2	10,5

Tabela 7.6 - Valores da camada semi-redutora (HVL) de vários materiais, para vários radionuclídeos emissores de radiação gama, numa condição de *boa geometria*, onde a contribuição da radiação secundária de espalhamento não é importante. Ref. IAEA - TECDOC - 1162, Vienna, 2000.

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	Ferro	Alumínio	Água	Concreto
Na-22	67	1,38	3,85	9,4	4,35
Na-24	132	2,14	6,22	14,75	6,88
K-40	115	1,8	4,99	11,97	5,63
K-42	118	1,84	5,1	12,21	5,75
Sc-46	0,82	1,48	4,20	9,84	4,66
Ti-44	0,04	0,21	0,6	1,41	0,67
V-48	0,8	1,48	4,18	9,95	4,67
Cr-51	0,17	0,82	2,38	5,69	2,68
Mn-54	0,68	1,33	3,8	9	4,22
Mn-56	0,94	1,65	4,78	11,13	5,27
Fe-59	0,94	1,59	4,51	10,58	5,02
Co-60	1	1,66	4,65	10,99	5,2
Cu-64	0,41	1,08	3,01	7,61	3,43
Zn-65	0,87	1,53	4,34	10,15	4,81
Ga-68	0,42	1,09	3,04	7,67	3,47
Ge-68+Ga-68	0,42	1,09	3,04	7,67	3,47
Se-75	0,12	0,62	1,79	4,26	2,01
Kr-85	0,41	1,07	3,00	7,59	3,43
Kr-85m	0,10	0,05	1,46	3,46	1,64
Kr-87	0,83	1,67	4,84	11,46	5,36
Kr-88+Rb-88	1,17	1,89	5,51	12,74	6,05
Rb-86	0,87	1,53	4,35	10,13	4,81
Rb-88	117	1,89	5,51	12,74	6,05
Sr-89	0,74	1.4	4	9,35	4,42
Sr-91	0,71	1,38	3,94	9,31	4,38

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	Ferro	Alumínio	Água	Concreto
Y-91	0,96	1,62	4,57	10,74	5,09
Zr-95	0,6	1,26	3,58	8,61	4
Nb-94	0,64	1.3	3,7	8,84	4,13
Nb-95	0,62	1,28	3,63	8,72	4,06
Mo-99+Tc-	0,49	1,11	3,16	7,6	3,54
Mo-99	0,49	1,11	3,16	7,6	3,54
Tc-99	0,05	0,25	0,73	1,73	0,82
Tc-99m	0,07	0,39	1,13	2,68	1,27
Ru-103	0,4	1,06	2,97	7,53	3.4
Ru-105	0,48	1,16	3,28	7,98	3,69
Rh-106	0,49	1,17	3,29	8,16	3,73
Ag-110m	0,71	1,38	3,91	9,36	4,38
Cd-109	0,01	0,06	0,18	0,43	0.2
In-114m	0,23	0,75	2,14	5,18	2,41
Sn-113	0,02	0,09	0,27	0,65	0,31
Sn-123	0,88	1,53	4,36	10,16	4,83
Sn-126+Sb-	0,48	1,15	3,27	7,99	3,68
Sn-126	0,04	0,19	0,55	1.3	0,62
Sb-124	0,83	1,55	4,39	10,49	4,9
Sb-126	0,52	1,19	3,37	8,21	3,79
Sb-126m	0,48	1,15	3,27	7,99	3,68
Sb-127	0,47	1,14	3,24	7,92	3,65
Sb-129	0,72	1.4	3,98	9,45	4,43
Te-127m	0,01	0,08	0,23	0,54	0,26
Te-129	0,33	0,93	2,63	6,53	2,99
Te-129m	0,38	0,82	2,33	5,65	2,61
Te-131m	0,65	1,31	3,74	8,88	4,17
Te-132	0,10	0,53	1,54	3,66	1,73
I-125	0,01	0,08	0,23	0,54	0,26
I-129	0,02	0,09	0,25	0,6	0,28
I-131	0,25	0,93	2,67	6,5	3,02
I-132	0,63	1,31	3,7	8,91	4,14
I-133	0,47	1,15	3,23	8,05	3,67
I-134	0,72	1,4	3,98	9,43	4,43
I-135+Xe-	0,98	1,66	4,7	11,06	5,23
I-135	0,98	1,66	4,7	11,06	5,23
Xe-131m	0,02	0,1	0,29	0,7	0,33
Xe-133	0,03	0,16	0,47	1,11	0,53
Xe-133m	0,05	0,25	0,73	1,72	0,82
Xe-135	0,14	0,72	2,1	4,99	2,36
Xe-135m	0,41	1,07	2,99	7,54	3,41
Xe-138	0,9	1,64	4,79	11,09	5,26
Cs-134	0,57	1,24	3,5	8,5	3,93
Cs-136	0,65	1,32	3,76	8,86	4,18
Cs-137+Ba-	0,53	1,19	3,35	8,2	3,77
Ba-133	0,16	0,67	1,92	4,63	2,17

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	Ferro	Alumínio	Água	Concreto
Ba-137m	0,53	1,19	3,35	8,2	3,77
Ba-140	0,33	0,96	2,69	6,72	3,06
La-140	0,93	1,64	4,63	11,04	5,19
Ce-141	7,00	0,37	1,07	2,52	1,2
Ce-144+Pr-	0,05	0,28	0,82	1,95	0,93
Pr-144m	0,02	0,1	0,28	0,67	0,32
Pm-145	0,02	0,11	0,31	0,74	0,35
Pm-147	0,06	0,34	0,99	2,35	1,12
Sm-151	0,01	0,03	0,09	0,21	0,1
Eu-152	0,66	1,32	3,73	8,84	4,17
Eu-154	0,74	1,38	3,91	9,24	4,35
Eu-155	0,04	0,23	0,66	1,56	0,74
Gd-153	0,03	0,18	0,51	1,21	0,57
Tb-160	0,68	1,35	3,84	9,01	4,26
Ho-166m	0,45	1,09	3,1	7,46	3,48
Tm-170	0,03	0,18	0,51	1,21	0,57
Yb-169	0,06	0.3	0,87	2.05	0,97
Hf-181	0,27	0,86	2,41	6,02	2,75
Ta-182	0,8	1,39	3,94	9,26	4,39
W-187	0,43	1,03	2,91	7,17	3,29
Ir-192	0,24	0,92	2,64	6,42	2,98
Au-198	0,29	0,97	2,74	6,77	3,11
Hg-203	0,14	0,73	2,13	5,04	2,39
Tl-204	0,03	0,18	0,53	1,27	0.6
Pb-210	0,01	0,05	0,15	0,35	0,17
Bi-207	0,65	1.3	3,68	8,79	4,11
Po-210	0,65	1,31	3,73	8,88	4,15
Ra-226	0,09	0,48	1,4	3,32	1,58
Ac-227	0,01	0,08	0,22	0,52	0,25
Ac-228	0,67	1,35	3,84	9,05	4,27
Th-227	0,11	0,58	1,69	4,01	1,9
Th-228	0,02	0,13	0,37	0,88	0,42
Th-230	0,01	0,05	0,14	0,34	0,16
Th-232	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
Pa-231	0,09	0,46	1,35	3.2	1,51
U-232	0,01	0,04	0,12	0,29	0,14
U-233	0,01	0,06	0,16	0,39	0,18
U-234	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
U-235	0,09	0,46	1,35	3,19	1,51
U-238	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Np-237	0,03	0,12	0,41	0,98	0,46
Pu-236	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Pu-238	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Pu-239	0,01	0,04	0,12	0,29	0,14
Pu-240	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13
Pu-242	0,01	0,04	0,11	0,27	0,13

Radionuclídeo	Camada Semi-redutora (cm)				
	Chumbo	**Ferro**	**Alumínio**	**Água**	**Concreto**
Am-241	0,02	0,12	0,35	0,82	0,39
Am-242m	0,01	0,04	0,13	0.3	0,14
Am-243	0,03	0,18	0,52	1,24	0,59
Cm-242	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
Cm-243	0,08	0,43	1,26	2,98	1,41
Cm-244	0,01	0,04	0,12	0,28	0,13
Cm-245	0,05	0,27	0,79	1,86	0,88
Cf-252	0,01	0,04	0,12	0.3	0,14

7.4.5.5. Fator de redução ou atenuação

Um parâmetro muito utilizado na estimativa da espessura de blindagem é o *fator de redução - FR*, ou *fator de atenuação - FA* definido pela relação:

$$FR = I_0 / I = 10^n = 2^m$$

onde I_0 é a intensidade inicial do feixe, I é a intensidade atenuada do feixe, n é o número de camadas deci-redutoras (*TVL*) e m é o número de camadas semi-redutoras (*HVL*).

Conhecendo-se um fator de redução *FR*, a espessura de blindagem é facilmente obtida por:

$$n = \log_{10}(FR) \quad \Rightarrow \quad x = n \cdot TVL$$

ou

$$m = \log_{10}(FR) / \log_{10}(2) \quad \Rightarrow \quad x = m \cdot HVL$$

onde x é a espessura do material de blindagem.

7.4.5.6. Fator de crescimento (build up)

A partir da atenuação exponencial da radiação eletromagnética por um material, pode-se supor que os fótons espalhados pelas interações são completamente removidos do feixe transmitido, na direção de incidência. No entanto, isso só ocorre no caso de feixe colimado e com espessura fina de material absorvedor, requisitos de uma *boa geometria*.

Em geral, uma grande parcela dos fótons espalhados reincide na direção do detector e contribui para o feixe transmitido, alterando o comportamento exponencial da atenuação do feixe. Essa contribuição aditiva representa efetivamente um *crescimento* da intensidade do feixe em relação ao valor esperado. A diferença pode ser corrigida por um fator denominado *fator de crescimento* (*fator de build up*) que depende da energia da radiação, do material de blindagem e da sua espessura. A lei de atenuação pode ser escrita como

$$I = I_0 \cdot e^{-\frac{0,693}{HVL}x} \cdot B(\mu x)$$

onde o fator *B(μx)* depende de μ e da espessura *x*, podendo ser estimado, com boa aproximação por fórmulas semi-empíricas, como a de Berger:

$$B(\mu x) = 1 + a \cdot \mu \cdot x \cdot e^{b\mu x}$$

onde os parâmetros *a* e *b* são obtidos em gráficos, em função da energia da radiação e do tipo do material, na Figura 7.5.

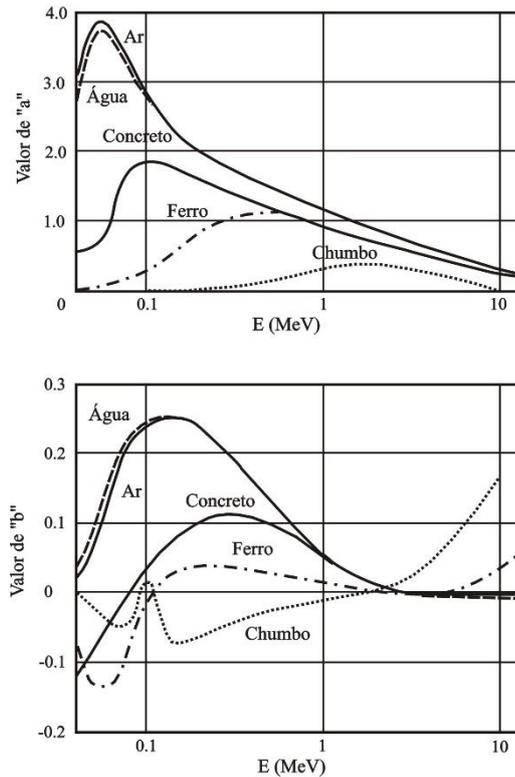



Figura 7.5 - Valores dos parâmetros "*a*" e "*b*" em função da energia da radiação da fórmula de Berger para o cálculo do fator de *build up*.

7.5. O PLANO DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Toda instalação que opera com material radioativo deve preparar um documento descrevendo as diretrizes de proteção radiológica que serão adotadas pela instalação. Tal documento, que recebe o nome de *Plano de Proteção Radiológica*, deve descrever:

a. A identificação da Instalação e de seu Titular (Direção);
b. A função, classificação e descrição das áreas da instalação;
c. A descrição da equipe, das instalações e equipamentos do Serviço de Proteção Radiológica;
d. A descrição das fontes de radiação, dos sistemas de controle e de segurança e de sua aplicação;
e. A função e a qualificação dos IOE;
f. A descrição dos programas e procedimentos de monitoração individual, das áreas e do meio ambiente;

g. A descrição do sistema de gerência de rejeitos radioativos, estando a sua eliminação sujeita a limites estabelecidos em norma específica;
h. A estimativa de taxas de dose para condições de rotina;
i. A descrição do serviço e controle médico dos IOE, incluindo planejamento médico em caso de acidentes;
j. O programa de treinamento dos IOE e demais trabalhadores da instalação;
k. Os níveis de referência, limites operacionais e limites derivados, sempre que convenientes;
l. A descrição dos tipos de acidentes admissíveis, do sistema de detecção correspondente e do acidente mais provável ou de maior porte, com detalhamento da árvore de falhas;
m. O planejamento de interferência em situações de emergência até o restabelecimento da normalidade; e
n. As instruções de proteção radiológica e segurança fornecidas, por escrito, aos trabalhadores.

Além disso, o Plano de Proteção Radiológica deve descrever as atribuições do titular (direção) da instalação, do supervisor de proteção radiológica e dos IOE da instalação.

7.5.1. Responsabilidade do titular (direção) da Instalação

Ao titular da instalação cabe:

a. Licenciar a instalação junto à CNEN;
b. Ser responsável pela segurança e proteção radiológica da instalação;
c. Reduzir a probabilidade de acidentes, autorizar as exposições de emergência e estabelecer limites derivados e operacionais;
d. Implantar um Serviço de Proteção Radiológica, com pelo menos um Supervisor de Proteção Radiológica;
e. Estabelecer e submeter à CNEN o Plano de Proteção Radiológica e suas revisões;
f. Manter um serviço médico adequado;
g. Instruir os IOE sobre os riscos inerentes às suas atividades e Situações de Emergência;
h. Estabelecer acordos com organizações de apoio para as emergências;
i. Notificar à CNEN as ocorrências de acidentes que possam resultar em doses em IOE e/ou indivíduos do público, e submeter um relatório com análise de causas e consequências;
j. Implementar um Plano Anual de Auditoria e Garantia da Qualidade; e
k. Garantir livre acesso à instalação, dos inspetores da CNEN.

7.5.2. Responsabilidade do supervisor de proteção radiológica - SPR

Ao supervisor de proteção radiológica cabe:

a. Implementar e orientar o Serviço de Proteção Radiológica;
b. Assessorar e informar o Titular da Instalação sobre assuntos relativos à proteção radiológica;
c. Fazer cumprir as normas e recomendações da CNEN bem como o Plano de Proteção Radiológica;

d. Treinar, reciclar, orientar e avaliar a equipe do Serviço de Proteção Radiológica e demais IOE envolvidos com fontes de radiação; e
e. Designar um substituto capacitado e qualificado em seus impedimentos.

7.5.3. Responsabilidade dos IOE da instalação

Aos IOE da instalação cabe:

a. Executar as atividades de rotina em conformidade com regulamentos de segurança e proteção radiológica estabelecidos pelo Titular (Direção) da Instalação; e
b. Informar ao Serviço de Proteção Radiológica e aos seus superiores, qualquer evento anormal que possa acarretar níveis de exposição ou risco de ocorrência de acidentes.

7.6. ATIVIDADES DO SERVIÇO DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

O Serviço de Proteção Radiológica de uma instalação deve efetuar o *Controle dos IOE*, o *Controle das Áreas*, o *Controle das Fontes de Radiação*, o *Controle dos Equipamentos* e manter atualizados os *Registros*.

O Controle dos IOE é efetuado por meio da *Monitoração Individual* dos IOE, e a consequente *avaliação das doses* recebidas pelos IOE, durante seu período de trabalho. Além disso, o Serviço de Proteção Radiológica deve acompanhar a *supervisão médica* dos IOE da instalação.

O Controle de Áreas é feito pela *avaliação e classificação periódica* das áreas da instalação, o *controle de acesso e sinalização* dessas áreas e a execução de um *programa de monitoração* das mesmas.

O Controle das Fontes de radiação da instalação deve ser feito por meio de um *programa de controle físico*, com a consequente verificação da *integridade* das fontes, quanto a possíveis vazamentos.

Os equipamentos geradores de radiação devem passar por *programas de inspeção* periódica enquanto que os instrumentos utilizados para a proteção radiológica devem ser *calibrados* com a periodicidade estipulada em norma específica.

Registros de usos, ocorrências e das doses individuais dos trabalhadores da Instalação, devem permanecer atualizados no Serviço de Proteção Radiológica.

7.7. REGRAS PRÁTICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

7.7.1. Equipamentos e instalações

a. Utilizar o equipamento de proteção individual adequado: luvas, avental, óculos, máscara, etc.;
b. Utilizar os instrumentos de monitoração durante todo o trabalho: caneta dosimétrica, monitor individual (filme ou TLD), monitor de área, monitor de contaminação superficial, etc.;
c. Manter limpo e em ordem a área (ou laboratório) onde se trabalha com material radioativo;
d. As áreas onde se trabalha com material radioativo devem ser isoladas e bem sinalizadas;

e. Manipular o material radioativo em local adequado e com sistema de exaustão apropriado: capelas, células quentes, caixas de luvas, etc.;
f. Utilizar os instrumentos de manipulação adequados: pinças, porta-fontes, castelos, etc.;
g. Manipular *fontes abertas* (pó, líquido) sobre bandejas de material liso (aço inox, teflon) forradas com papel absorvente;
h. Proteger as bancada com material apropriado e de fácil remoção, como papel absorvente sobre plástico impermeável ou folha de alumínio, caso haja possibilidade de uma contaminação superficial;
i. Trabalhar em lugar com iluminação e ventilação adequadas.

7.7.2. Planejamento da atividade

a. Conhecer antecipadamente as características do material radioativo com o qual irá trabalhar;
b. No caso de material de alta atividade ou de difícil manipulação, simular todas as operações com material de mesmas características, mas inerte, antes de iniciar o trabalho;
c. Trabalhar com as menores atividades possíveis de material radioativo;
d. Somente o material radioativo que vai ser utilizado deve estar no local de manipulação;
e. Manter o responsável pela proteção radiológica informado sobre todo o transporte de radioisótopos, bem como sobre a chegada e saída dos mesmos.

7.7.3. Procedimentos operacionais

a. Não comer, beber ou fumar na área (ou laboratório) ou durante o trabalho com material radioativo;
b. Não portar nem armazenar alimentos em local em que se trabalha com material radioativo;
c. Em todo o trabalho com material radioativo, ter sempre em mente os três parâmetros básicos de proteção radiológica: *tempo*, *distância* e *blindagem*;
d. No trabalho com fontes abertas, ter sempre a companhia de outra pessoa igualmente qualificada;
e. Não permitir que pessoas não treinadas manipulem material radioativo;
f. Usar blindagem o mais próximo da fonte;
g. Nunca pipetar material radioativo com a boca;
h. Fazer medições dos níveis de radiação no local, antes, durante e após a realização dos trabalhos;
i. Após trabalhar com material radioativo, descartar as luvas de proteção e lavar bem as mãos e unhas com água e sabão e submetê-las a um medidor de contaminação;
j. Qualquer transporte de material radioativo de um lugar para outro deve ser feito com todos os cuidados possíveis; e
k. Executar todos os procedimentos recomendados para a prática específica.

7.7.4. Gerência de rejeitos

a. Saber antecipadamente a destinação dos rejeitos provenientes do trabalho a ser executado, se houver;

b. Separar, embalar e identificar, conforme sua categoria, o material classificado como rejeito;
c. Não jogar material radioativo nas vias de esgoto normal, a não ser que atenda aos limites definidos pelas normas específicas;
d. Se um material estiver contaminado, avaliar se o custo e o esforço para descontaminá-lo compensam ou se é melhor considerá-lo como rejeito;
e. Os recipientes devem portar de maneira visível, o símbolo da presença de radiação;
f. O armazenamento provisório deve ser em local incluído no projeto da instalação;
g. A segregação de rejeitos deve ser feita no local em que foram produzidos;
h. Os rejeitos devem ser identificados em categorias segundo o estado físico, tipo de radiação, concentração e taxa de exposição;
i. Rejeitos eliminados devem ser registrados em formulário próprio;
j. Os recipientes devem ser adequados às características físicas, químicas, biológicas e radiológicas dos rejeitos e condições asseguradas de integridade;
k. Os recipientes destinados ao transporte interno devem atender aos limites máximos para contaminação externa;
l. Os veículos para transporte interno devem ter meios de fixação adequada para as fontes de radiação;
m. Após cada serviço de transporte devem ser monitorados e se necessário, descontaminados;
n. O transporte externo é regulado por norma da CNEN;
o. O local de armazenamento deve dispor de barreiras físicas e radiológicas para conter com segurança os rejeitos, evitar sua dispersão para o ambiente e minimizar a exposição de trabalhadores;
p. O tratamento e a eliminação estão sujeitos às normas da CNEN; e
q. Os registros e inventários devem ser mantidos atualizados.

7.7.5. Segurança e acidentes

a) Todas as possibilidades de acidente devem ser analisadas antes de se iniciar um trabalho;
b) Qualquer evento relevante, não enquadrado no planejamento ou nos procedimentos operacionais, deve ser registrado para correção posterior;
c) No caso de desvio de procedimento técnico envolvendo contaminações ou aumento de dose, o fato deve ser registrado e comunicado ao serviço de proteção radiológica ou de emergência da instalação;
d) No caso de acidente mais grave, com perda de controle da situação, acionar o serviço de proteção radiológica ou de emergência da instalação; e
e) Ter sempre em mente que o melhor processo de descontaminação consiste em evitar a contaminação.

7.8. O SÍMBOLO DA RADIAÇÃO

O símbolo de advertência de radiação, como é atualmente conhecido (exceto pelas cores utilizadas), foi concebido na Universidade da Califórnia, no laboratório de radiação em Berkeley durante o ano de 1946 por um pequeno grupo de pessoas.

O símbolo inicialmente impresso era magenta sobre azul e o uso do desenho se espalhou pelos Estados Unidos. O uso do azul como fundo não era uma boa escolha, uma

vez que o azul não é recomendado para ser utilizado em sinais de aviso e semelhantes, visto que degrada com o tempo, principalmente se usado no exterior. O uso do amarelo como fundo foi provavelmente padronizado pelo Oak Ridge National Laboratory no começo de 1948.

No início dos anos cinquenta foram feitas modificações no desenho original como, por exemplo, a adição de setas retas ou ondulantes entre ou dentro das hélices propulsoras. No meio dessa década, uma norma ANSI e regulamentações federais finalizaram a versão atual.

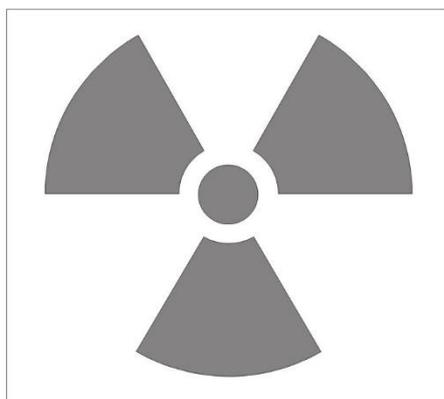



Figura 7.6 - Trifólio - Símbolo da radiação ionizante.

Não está claro porque este símbolo foi escolhido. Uma hipótese é a de que este símbolo era utilizado no dique seco da base naval perto de Berkeley, para avisar sobre propulsores girando. Outra, é de que o desenho foi concebido imaginando o círculo central como uma fonte de radiação e que as três lâminas representariam uma lâmina para radiação alfa, outra para radiação beta e outra para gama.

Existe ainda uma forte similaridade com o símbolo comercial de aviso de radiação existente antes de 1947, que consistia de um pequeno ponto vermelho, com quatro ou cinco raios irradiando para fora. O símbolo inicial era muito semelhante aos sinais de advertência de perigo elétrico.

Outra versão é de que o símbolo foi criado um ano após a II Guerra Mundial e que teria certa semelhança com a bandeira japonesa de guerra, a qual havia se tornado familiar à população da costa oeste americana.

De qualquer forma, a escolha do símbolo foi uma boa escolha, uma vez que é simples, fácil e prontamente identificável e não é similar a outros, além de ser identificável a grande distância (Ref. - Paul Frame, Ph.D., CHP - Programa de Treinamento Profissional - Oak Ridge Institute for Science and Education - framep@orau.gov - *Trifoil or Radiation Warning Symbol*).

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ATTIX, F.H., ROESCH, W.C., *Radiation Dosimetry*, Ac. Press, NY, 1968.

CNEN-NN-3.01, *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*, 2011.

EVANS, R.D., *The Atomic Nucleus*, Mc Graw-Hill, NY, 1955.

ICRP - Publication 26, Annals of the ICRP, vol.1, No.3, 1977.

ICRP - Publication 60, Annals of ICRP 21, (1-3), 1990.

ICRU, *Radiation Quantities and Units*, Nat. Bur. Stand, U.S., Handbook 84, 1962.

KNOOL, G.F., *Radiation Detection and Measurement*, J. Wiley and Sons, N.Y., 1979.

PROFIO, A. E., *Radiation Shielding and Dosimetry*, J. Wiley and Sons, Inc., 1979.

IAEA, *International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources*, BSS-115, IAEA, Vienna, 1996.

IAEA, *Regulations for the Safe transport of Radioactive Materials*, Safety Series No. ST-1, 1996.

NCRP, *Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements - Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States*, NCRP Report No.160, 7910 Woodmont Avenue, Suite 400, Bethesda, MD 20814-30095.

UNSCEAR, *Effects of Ionizing Radiation on Non-Human Biota*, Report Vol. II, Annex E, 2008. *www.physics.nist.gov/PhysRefData/XrayMassCoef/* - Table 3 e Table 4.

CAPITULO 8

GERÊNCIA DE REJEITOS RADIOATIVOS

8.1. REJEITOS RADIOATIVOS E DEPÓSITOS DE REJEITOS

Rejeitos radioativos são materiais radioativos para os quais não se prevê nenhuma utilização presente ou futura. Os rejeitos radioativos são originários de vários processos, como fontes de radioterapia exauridas (radioatividade abaixo da recomendada para uso em tratamentos); materiais contaminados em tarefas com fontes radioativas abertas; materiais radioativos utilizados para pesquisa e não reutilizáveis, materiais contaminados na operação de centrais nucleares, como os filtros que mantém a água do reator purificada para seu uso normal; para-raios radioativos fora de uso; materiais produzidos na indústria de combustíveis nucleares, desde a mineração à produção do elemento combustível. Os níveis de concentração de radionuclídeos e sua forma física e química geram grande variedade de opções para o gerenciamento dos rejeitos e sua destinação.

Alguns rejeitos radioativos podem atingir níveis de inocuidade que permitem sua liberação como rejeitos normais. Isso irá depender do tipo de radionuclídeos que contém, da forma física em que se encontram, da concentração existente desses radionuclídeos no material e da meia-vida. As condições para a chamada dispensa estão estabelecidas em Norma da CNEN e devem ser rigorosamente obedecidas.

Os rejeitos radioativos, quando não atingem níveis que podem ser dispensados, devem ser armazenados de forma segura, de forma a não afetar os indivíduos ocupacionalmente expostos, os indivíduos do público ou o meio ambiente.

As condições para a denominada *dispensa ou não dos rejeitos* estão estabelecidas em Normas da CNEN e devem ser rigorosamente obedecidas. São elas: NE-6.05 de 17/12/1985, *Gerência de rejeitos radioativos em Instalações Radiativas*, NE-6.06 de 24/01/1990, *Seleção e escolha de locais para depósito de rejeitos radioativos* e NN-6.09 de 23/09/2002, *Critérios de aceitação para deposição de rejeitos radioativos de baixo e médio níveis de radiação*.

Na legislação brasileira existem três tipos de depósito para rejeitos radioativos: o inicial é junto à instalação geradora do rejeito, e fica sob sua responsabilidade; o intermediário, sob responsabilidade da CNEN, onde ficam os rejeitos que aguardam sua destinação definitiva; o depósito final, também sob responsabilidade da CNEN, para onde devem ser destinados os rejeitos para deposição definitiva. Além desses, pode ser definido o depósito provisório, destinado a guardar temporariamente os rejeitos gerados por ocasião de um acidente radiológico ou nuclear.

O manuseio e armazenamento de rejeitos são definidos pelo Plano de Gerenciamento de Rejeitos da Instalação.

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) em sua recente publicação N°. 122 de 2013, intitulada: *Radiological Protection in Geological Disposal of Log-lived Solid Radioactive Waste,* traz recomendações atualizadas para a proteção radiológica de indivíduos ocupacionalmente expostos e meio ambiente.

8.2. CLASSIFICAÇÃO DOS REJEITOS RADIOATIVOS

Os rejeitos são classificados segundo seus níveis e natureza da radiação, bem como suas meias-vidas. As classes, que estão definidas na Norma CNEN-NE-6.05, estão relacionadas ao nível de dispensa, ao armazenamento e ao tipo de deposição que deverão atender. As classes principais são:

a) *Classe 0:* Rejeitos Isentos (RI): rejeitos contendo radionuclídeos com valores de atividade ou de concentração de atividade, em massa ou volume, inferiores ou iguais aos respectivos níveis de dispensa estabelecidos na Norma CNEN-NE-6.05.

b) *Classe 1:* Rejeitos de Meia-Vida Muito Curta (RVMC): rejeitos com meia-vida inferior ou da ordem de 100 dias, com níveis de atividade ou de concentração em atividade superiores aos respectivos níveis de dispensa e que podem atender, num período de até 5 anos, aos critérios de dispensa estabelecidos na Norma CNEN-NE-6.05.

c) *Classe 2:* Rejeitos de Baixo e Médio Níveis de Radiação (RBMN): rejeitos com meia-vida superior a dos rejeitos da *Classe 1*, com níveis de atividade ou de concentração em atividade superiores aos níveis de dispensa estabelecidos em Norma CNEN, bem como com potência térmica inferior a 2 kW/m^3. A *Classe 2* é subdividida em subclasses de acordo com determinadas características desse tipo de rejeitos.

d) *Classe 3:* Rejeitos de Alto Nível de Radiação (RAN): Rejeitos com potência térmica superior a $2kW.m^{-3}$ e com concentrações de radionuclídeos de meia-vida longa que excedam as limitações para classificação como rejeitos de meia-vida curta.

8.3. REQUISITOS BÁSICOS DA GERÊNCIA DE REJEITOS RADIOATIVOS

São requisitos básicos da gerencia de rejeitos radioativos:

- Deverá ser assegurada a minimização do volume e da atividade dos rejeitos radioativos gerados na operação de uma instalação nuclear, radiativa, minero-industrial ou depósito de rejeitos radioativos.
- Os rejeitos radioativos devem ser segregados de quaisquer outros materiais. A segregação dos rejeitos deve ser realizada no mesmo local em que foram gerados ou em ambiente apropriado, levando em conta as seguintes características, conforme aplicável:

  a) estado físico (sólidos, líquidos ou gasosos);
  b) meia-vida (muito curta, curta ou longa);
  c) compactáveis ou não compactáveis;
  d) orgânicos e inorgânicos;
  e) biológicos (putrescíveis e patogênicos); e,
  f) outras características perigosas (explosividade, combustibilidade, inflamabilidade, corrosividade e toxicidade química).

- Após a segregação, os rejeitos devem ser acondicionados em embalagens que atendam aos requisitos constantes da Norma NE- 6.05. As embalagens destinadas à segregação, à coleta, ao transporte e ao armazenamento de rejeitos devem portar o símbolo internacional da presença de radiação, fixado de forma clara e visível. As embalagens para armazenamento inicial devem ter suas condições de integridade asseguradas e, quando necessário, devem ser substituídas. As embalagens destinadas ao transporte não devem apresentar contaminação superficial externa em níveis superiores aos especificados na Norma NE-6.05.
- Os volumes contendo rejeitos radioativos devem possuir vedação adequada para evitar derramamento do seu conteúdo. Os volumes de rejeitos devem portar o símbolo indicativo de presença de radiação e devem apresentar fichas de identificação, afixadas externamente, informando:

  a) dados sobre o conteúdo, conforme especificado na Norma NE-6.05;
  b) origem e data de ingresso no depósito de rejeitos radioativos;
  c) taxa de dose máxima em contato com a superfície, com exceção dos rejeitos de meia-vida muito curta; e
  d) data estimada para que se alcance o nível de dispensa, para radionuclídeos de meia-vida muito curta.

- Após acondicionamento em embalagens, os rejeitos devem ser identificados conforme modelo de ficha apresentada na Norma CNEN-NE-6.05 e classificados de acordo com as classes estabelecidas também nessa Norma. Os rejeitos devem ser mantidos armazenados até que possam ser eliminados, de acordo com os níveis de dispensa estabelecidos, ou transferidos para local determinado pela CNEN. Os rejeitos a serem eliminados devem ser previamente registrados, conforme especificado na Norma NE- 6.05.
- O local de armazenamento inicial de rejeitos deve ser incluído no projeto da instalação geradora de rejeitos.
- Os rejeitos armazenados para decaimento visando posterior dispensa devem ser mantidos separados de materiais radioativos em uso e de outros rejeitos a serem armazenados por período longo ou a serem removidos para local determinado pela CNEN.
- Os rejeitos radioativos devem ser mantidos separados de outros produtos perigosos, como explosivos, inflamáveis, oxidantes e corrosivos, conforme determinado pela análise de segurança.
- O armazenamento de rejeitos líquidos deve ser feito sobre bacia de contenção, bandeja, recipiente ou material absorvente com capacidade de conter ou absorver o dobro do volume do rejeito líquido presente na embalagem.
- Os veículos utilizados em transporte, tanto interno quanto externo, de rejeitos radioativos devem ser providos com meios de fixação adequados para os volumes, de modo a evitar danos aos mesmos. Após cada serviço de transporte interno ou externo de rejeitos, os veículos devem ser monitorados e, caso necessário, descontaminados.
- O transporte externo de rejeitos radioativos deve ser realizado em conformidade com a Norma de Transporte de Materiais Radioativos da CNEN, bem como com as demais normas e regulamentos de transporte vigentes.

8.4. DISPENSA PARA REJEITOS

8.4.1. Rejeitos líquidos

A dispensa incondicional de rejeitos líquidos de instalações radiativas na rede de esgotos sanitários está sujeita, de acordo com a Norma CNEN-NE-6.05, *Gerência de Rejeitos Radioativos em Instalações Radiativas,* aos requisitos:

a) o rejeito deve ser prontamente solúvel ou de fácil dispersão em água;
b) a quantidade de cada radionuclídeo liberada mensalmente pela instalação, na rede de esgotos sanitários, não deve exceder o maior dos seguintes valores:
   - a quantidade que, se fosse diluída no volume médio mensal de esgoto liberado pela instalação, resultasse numa concentração média igual aos limites especificados na Coluna 1 da Tabela 6 da norma citada; e
   - dez vezes o limite especificado na Coluna 3 da Tabela 6 da norma citada.
c) a quantidade de cada radionuclídeo liberada mensalmente, quando diluída pelo volume médio mensal de esgoto liberado pela instalação, deve ter concentração inferior aos limites especificados na Tabela 6, Coluna 1;
d) a quantidade anual total de radionuclídeos, excluindo o H-3 e o C-14, liberada na rede de esgoto sanitário, não deve exceder $3{,}7 \cdot 10^{10}$ Bq (1 Ci);
e) a quantidade anual de H-3 e C-14, liberada na rede de esgoto sanitário, não deve exceder $18{,}5 \cdot 10^{10}$ Bq (5 Ci) e $3{,}7 \cdot 10^{10}$ Bq (l Ci), respectivamente.
f) a dispensa de excreta de pacientes internados com doses terapêuticas de radiofármacos deve ser feita de acordo com instruções estabelecidas pela CNEN.

8.4.2. Rejeitos sólidos

A dispensa incondicional de rejeitos sólidos no sistema de coleta de lixo urbano deve ter sua atividade específica limitada aos valores estabelecidos na Norma NE-6.05 para cada radionuclídeo. Para os radionuclídeos que não constem no Anexo, o limite de dispensa deverá ser aprovado pela CNEN, mediante consulta formal feita pelo titular.

Frascos, seringas e outros recipientes que tenham contido líquidos radioativos só podem ser dispensados no sistema de coleta de lixo hospitalar ou urbano, após a remoção de qualquer líquido radioativo residual. O líquido radioativo residual só pode ser eliminado na rede de esgotos em conformidade com os requisitos estabelecidos para eliminação de rejeitos líquidos.

Para fins de cálculo mais restritivo do tempo de decaimento necessário para dispensa de rejeitos sólidos no sistema de coleta de lixo urbano, deve ser considerado que 10% do conteúdo radioativo inicial ficam adsorvidos no frasco, seringa ou outros materiais que tiveram contato com o líquido radioativo, salvo se estiver disponível método mais exato de medida.

Os rótulos de indicação de risco presentes no rejeito sólido devem ser retirados por ocasião de sua dispensa no sistema de coleta de lixo urbano.

A eliminação de rejeitos sólidos no sistema de coleta de lixo urbano deve ter sua atividade específica limitada a $7{,}5 \cdot 10^{4}$ Bq/kg (2 mCi/kg).

8.4.3. Rejeitos gasosos

A dispensa de rejeitos gasosos na atmosfera deve ser feita em concentrações inferiores às especificadas na Coluna 2 da Tabela 6 da Norma CNEN-NE-6.05 e deve ser previamente autorizada pela CNEN.

8.4.4. Dispensa de efluentes em instalações nucleares e minero-industriais

A dispensa de efluentes líquidos e gasosos de instalações nucleares e instalações minero-industriais no meio ambiente deve ser previamente autorizada pela CNEN, considerando os valores de concentração de radionuclídeos que correspondam a um valor de restrição de dose efetiva de 0,3 mSv/ano para o indivíduo do público.

8.5. CONDIÇÕES PARA UM DEPÓSITO DE REJEITOS

O depósito inicial ou intermediário de rejeitos, conforme aplicável deve:

a) conter com segurança os rejeitos até que possam ser eliminados ou removidos para local determinado pela CNEN;
b) garantir a proteção física dos rejeitos, com provisão de barreiras de segurança e evitando o acesso não autorizado;
c) possuir um sistema que permita o controle da liberação de material radioativo para o meio ambiente, quando isso estiver autorizado;
d) dispor de um sistema de monitoração de área;
e) situar-se em local cercado e sinalizado, com acesso restrito a pessoal autorizado;
f) ter piso e paredes impermeáveis e de fácil descontaminação;
g) possuir blindagem para o exterior que assegure o cumprimento dos requisitos de proteção radiológica;
h) possuir sistemas de ventilação, exaustão e filtragem;
i) dispor de meios que evitem a entrada de animais que possam provocar a dispersão do rejeito;
j) assegurar as condições ambientais necessárias para evitar a degradação dos volumes;
k) apresentar delimitação clara das áreas supervisionadas e controladas e, se necessário, locais reservados à monitoração e descontaminação individuais;
l) possuir sistemas de tanques e drenos de piso livres de obstruções para coleta de líquidos provenientes de eventuais vazamentos e descontaminações;
m) prover segurança contra ação de eventos induzidos por fenômenos naturais;
n) dispor de meios para evitar decomposição de matéria orgânica;
o) possuir barreiras físicas que visem a minimizar a dispersão e migração de material radioativo para o meio ambiente;
p) dispor de procedimentos apropriados sempre afixados em paredes, quadros e outros lugares bem visíveis, para facilitar o manuseio de materiais, minimizar a exposição de indivíduos ocupacionalmente expostos e dos indivíduos do público, orientar as ações de resposta a emergências e dar outras orientações;
q) dispor de acessos com dimensões suficientes para permitir deslocamentos e manobras de volumes;
r) dispor de piso com resistência de carga compatível com a altura e peso do material a ser armazenado e de equipamentos de manejo de carga;

s) permitir, a qualquer momento, acesso para inspeção visual e identificação dos volumes;
t) dispor de meios para proteção e combate a incêndio; e
u) ter capacidade de armazenamento adequada, de modo a minimizar riscos de acidentes durante o manuseio de rejeitos pelo tempo que se fizer necessário.

8.6. REGISTROS E INVENTÁRIOS

Toda instalação deve manter um sistema atualizado de registro de rejeitos radioativos, abrangendo:

a) a identificação do tipo de rejeito, sua origem e a localização da embalagem que o contém;
b) a procedência e o destino do rejeito;
c) a data de ingresso dos volumes no depósito;
d) os radionuclídeos presentes em cada volume, atividades associadas e atividade total;
e) a taxa de dose máxima em contato com a superfície, com exceção dos rejeitos de meia-vida muito curta;
f) a data estimada para que se alcance o nível de dispensa, se aplicável;
g) as dispensas de rejeitos realizadas, particularizando as atividades diárias liberadas;
h) as transferências externas e internas; e
i) outras informações pertinentes à segurança;

O registro da dispensa de rejeitos deve ser mantido atualizado. Quando os rejeitos estiverem armazenados para decaimento, o registro deve especificar a data estimada para dispensa. Qualquer modificação ou correção realizada nos dados constantes nos registros deve ser claramente justificada e documentada. Os registros, bem como os documentos relativos às suas correções, devem ser mantidos na instalação.

O controle de inventário de todo rejeito radioativo, de acordo com formulário exemplificado na Norma CNEN-NE-6.05, deverá estar disponível na instalação para avaliação durante inspeções da CNEN ou para ser enviado quando solicitado.

8.7. TRANSFERÊNCIA DE REJEITOS RADIOATIVOS DE UMA INSTALAÇÃO PARA OUTRA

A transferência, no País, de rejeitos de uma instalação é permitida, exclusivamente, para locais determinados pela CNEN.

É proibida a importação de rejeitos radioativos. A admissão temporária de rejeitos radioativos no País, para fins de tratamento, é permitida somente diante autorização prévia da CNEN.

Toda exportação de rejeito radioativo, sob qualquer forma e composição química, em qualquer quantidade, só poderá ser efetivada mediante autorização prévia da CNEN.

8.8. PLANO DE GERENCIAMENTO DE REJEITOS RADIOATIVOS

Toda instalação que trabalhe com material radioativo e que produza rejeitos radioativos deve dispor de um Plano de Gerência de Rejeitos Radioativos, dentro do contexto dos respectivos processos de licenciamento e controle. Entre essas instalações

estão os centros de medicina nuclear e de outras da área de saúde, as instalações de pesquisa, as instalações nucleares, instalações minero-industrial que trabalham com minérios que tenham tório ou urânio associado, instalações de extração e exploração de petróleo que retirem peças ou tubulações contaminadas do processo de extração.

Devem constar desse Plano:

a) a descrição dos rejeitos radioativos

   Devem ser descritos os rejeitos radioativos gerados (sólido, líquido, gasoso), os radionuclídeos presentes e sua composição química, o volume gerado mensalmente e respectiva atividade bem como assinalar, quando aplicável, a existência de outros riscos associados (por exemplo, putrescibilidade, patogenicidade ou inflamabilidade).

b) a classificação dos rejeitos gerados

   Os rejeitos radioativos devem ser classificados em conformidade com o estabelecido na Norma CNEN- NE- 6.05.

c) os procedimentos para coleta, segregação, acondicionamento e identificação dos rejeitos

   Devem ser descritos os procedimentos adotados para coleta, segregação, acondicionamento e identificação dos rejeitos gerados, informando os recipientes empregados e os parâmetros adotados para identificação (características radiológicas, características físico-químicas, características biológicas e origem).

d) o local e procedimentos para o armazenamento inicial

   Deve ser descrito o local selecionado para armazenamento de rejeitos radioativos, sendo anexados os croquis dessas instalações. O local deve atender aos requisitos estabelecidos na Norma da CNEN, garantindo, entre outras coisas, que as paredes internas sejam lisas e pintadas com tinta plástica impermeável, o acesso controlado e a área sinalizada. Também devem ser descritos os procedimentos adotados para controle de rejeitos gerados e para determinação do tempo de armazenamento necessário para decaimento e posterior dispensa, quando for o caso.

e) o tratamento dos rejeitos, quando autorizado

   Para executar o tratamento de rejeitos deve, obrigatoriamente, existir autorização formal da CNEN. Os processos propostos devem ser descritos, com vistas à obtenção da autorização específica da CNEN.

e) as condições para dispensa de rejeitos radioativos, quando for o caso

   As restrições e condições para dispensa de rejeitos devem obedecer estritamente as Normas da CNEN. Devem ser descritos os procedimentos:

   - adotados para dispensa de rejeitos radioativos sólidos no sistema de coleta de lixo urbano;
   - adotados para dispensa de rejeitos radioativos líquidos na rede de esgoto;
   - para transferência de rejeitos radioativos para local determinado pela CNEN.

f) os registros e inventários mantidos

A instalação deve manter registros sobre os rejeitos, em conformidade com a Norma, contendo, em particular, os dados sobre os rejeitos, a localização dos respectivos volumes, procedência e destino, transferências e eliminações realizadas. Esses registros devem ser descritos no Plano de Gerenciamento de Rejeitos. Deve ser realizado o controle de variação de inventário de todo o material radioativo do laboratório, inclusive rejeitos.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Norma CNEN-NE-6.05, *Gerência de rejeitos radioativos em Instalações Radiativas*, 17/12/1985.

Norma CNEN-NE-6.06, *Seleção e escolha de locais para depósito de rejeitos radioativos*, de 24/01/1990.

Norma CNEN-NN-6.09, *Critérios de aceitação para deposição de rejeitos radioativos de baixo e médio níveis de radiação*, 23/09/2002.

Norma CNEN-NE-3.05, *Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear*, 17/12/2013.

ICRP Nº 122, *Radiological Protection in Geological Disposal of Long-lived Solid Radioactive Waste*, Annals of ICRP, 2013.

CAPÍTULO 9

TRANSPORTE DE MATERIAIS RADIOATIVOS

9.1. INTRODUÇÃO

O uso de material radioativo muitas vezes requer o seu transporte entre instalações. Para isso ele deve ser acondicionado em uma embalagem apropriada que é projetada e construída para ser uma barreira efetiva entre ele e o meio ambiente. O conjunto formado pelo material radioativo e sua embalagem é chamado de *embalado*.

Para que o transporte seja realizado de forma segura para pessoas, objetos e meio ambiente foram criadas normas internacionais que servem como base para normas e regulamentos nacionais. Na classificação internacional de produtos perigosos, da Organização das Nações Unidas (ONU), os materiais radioativos são incluídos na Classe 7.

A Agencia Internacional de Energia Atômica (AIEA) elaborou o *Regulamento para o Transporte Seguro de Materiais Radioativos*, que foi atualizado e publicado em 2000 como Safety Standard Series nº TS-R-1 (ST-1, Revised).

Os requisitos de transporte se aplicam a todas as modalidades de transporte de materiais radioativos, ou seja, terrestre, aquático (fluvial e marítimo) e aéreo e engloba todas as operações e condições relativas ao transporte, tais como desenho, fabricação, manutenção e reparo de embalagens, descarga, recepção, armazenamento em trânsito, entre outras. Sempre que possível, deve-se evitar requisitos aplicáveis a um só meio de transporte, de forma a facilitar o transporte multimodal.

No Brasil, a regulamentação sobre o transporte de materiais radioativos é feita pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, através da Norma CNEN-NE-5.01, e por outros organismos que regulam o transporte modal no país. Esses organismos possuem regulamentos para o transporte de material radioativo, em consonância com as normas e regulamentos da CNEN:

- ANTT - Agencia Nacional de Transporte Terrestre - *Resolução 420*;
- ANTAQ - Agencia Nacional de Transporte Aquático - *Resolução 2239*;
- ANAC - Agencia Nacional de Aviação Civil - *RBAC 175*;
- MARINHA DO BRASIL - *NORMAM 01*;
- CONAMA - Conselho Nacional do Meio Ambiente - *Resolução 237 LC140, IN 05*; e
- MTE - Ministério do Transporte - *NR 29*.

9.2. NORMA CNEN-NE-5.01: TRANSPORTE DE MATERIAIS RADIOATIVOS

A Norma CNEN-NE-5.01 de 01/08/1988 estabelece os requisitos de segurança e proteção radiológica para o TRANSPORTE DE MATERIAIS RADIOATIVOS, a fim de garantir um nível adequado de controle da eventual exposição de pessoas, bens e meio ambiente à radiação ionizante, compreendendo:

a) <u>retenção do conteúdo radioativo</u> para evitar a dispersão de material radioativo e sua possível ingestão ou inalação, tanto durante o transporte normal, como também em

caso de acidente;

b) controle do nível de radiação externa para reduzir o perigo devido à radiação emitida pelo *embalado*;
c) prevenção de criticalidade para impedir o surgimento de uma reação nuclear em cadeia; e
d) prevenção de danos causados por calor para impedir a exposição do embalado a temperaturas elevadas e a consequente degradação do material radioativo.

Na prática, esses objetivos são obtidos se:

a) for garantida a contenção do *embalado* para transporte de material radioativo de forma a prevenir sua dispersão, ingestão ou inalação. Assim, deve-se levar em conta a atividade, em becquerel (Bq), e a natureza do conteúdo ao se projetar a embalagem;
b) for controlado o nível externo de radiação, com a incorporação da blindagem ao embalado, e for sinalizado o nível de radiação existente no exterior do mesmo, através da identificação do nível máximo de radiação externa na rotulação, marcação e segregação;
c) for controlada a configuração dos *embalados* contendo material físsil, tomando por base as especificações de projeto e a avaliação de subcriticalidade nuclear do arranjo de embalados; e
d) forem evitados níveis elevados de temperatura na superfície do embalado e danos decorrentes do calor. A temperatura máxima do conteúdo e da superfície do embalado deve ser controlada pela utilização de material adequado e pela adoção de formas de armazenamento que garantam a necessária dissipação de calor.

A Norma CNEN-NE-5.01 estabelece que a expedição de materiais radioativos deve ser precedida de um Plano de Transporte que pode ser usado pelo mesmo expedidor para várias expedições da mesma espécie. No caso de transporte de material físsil, deve ser também apresentado um Plano de Proteção Física, elaborado em conformidade com norma específica da CNEN.

Segundo a Norma CNEN-NE-5.01, embora os embalados contendo material radioativo devam ser tratados com os mesmos cuidados adotados para outros produtos perigosos, o nível de segurança é especificado pelo tipo de embalagem, em função do conteúdo radioativo. Os requisitos de segurança das embalagens são mais restritos à medida que aumenta o risco do material radioativo que irá conter. Os requisitos operacionais se limitam a poucas diretrizes, principalmente baseadas na informação das etiquetas dos embalados.

Além disso, sempre que seja factível, devem ser utilizados meios convencionais, sem necessidade de trabalhadores especializados, ferramentas e equipamentos especiais, no transporte de materiais radioativos.

9.3. ESPECIFICAÇÕES DOS MATERIAIS RADIOATIVOS PARA TRANSPORTE

Para fins de transporte considera-se como radioativo qualquer material com atividade específica superior a 74 $kBq.g^{-1}$, em qualquer forma ou em forma especial, como sólido não dispersivo ou material contido em cápsula selada.

9.3.1. Material radioativo em forma especial

Os materiais radioativos em forma especial devem ter pelo menos uma dimensão não inferior a 5 mm, não podem quebrar ou estilhaçar sob os ensaios de impacto, percussão e flexão, e não podem se fundir ou dispersar quando submetidos a ensaios térmicos, conforme descrito na Norma CNEN-NE-5.01. Uma cápsula selada com material radioativo só pode ser aberta por meio de sua destruição.

9.3.2. Material radioativo em outras formas

Os materiais radioativos também podem, para transporte, ser apresentados em forma de material físsil (^{238}Pu, ^{239}Pu, ^{233}U, ^{235}U), de material de baixa atividade específica (BAE) que têm atividade específica limitada ou ainda de objetos de material não radioativo contaminados na sua superfície por material radioativo (OCS).

9.3.3. Embalados para transporte de material radioativo

Existe uma grande variedade de embalados, cada um desenhado de acordo com o tipo e atividade dos conteúdos. Consequentemente, quanto maior for a resistência dos sistemas de blindagem e de contenção do embalado, maior será o conteúdo radioativo que se poderá transportar.

Os requisitos relativos à resistência mecânica dos embalados e embalagens se expressam na forma de norma de comportamento e não de especificações de desenho, prescrevendo-se os objetivos a conseguir com o desenho mas não a forma de consegui-los. Ele confere ampla liberdade no desenho e na escolha dos materiais, permitindo a evolução associada ao desenvolvimento de novas tecnologias.

Os embalados para transporte de material radioativo devem ser selecionado dentre quatro tipos primários. Deve ser ressaltado, em cada caso, se o embalado contém material físsil:

1. *Embalado Exceptivo* - embalado no qual a embalagem, do tipo industrial ou comercial comum, contém pequena quantidade de material radioativo, com atividade limitada pela Norma CNEN-NE-5.01.
2. *Embalado Industrial* - embalado no qual a embalagem, do tipo industrial reforçado contém material de baixa atividade específica, BAE, ou objeto contaminado na superfície, OCS, com atividade limitada pela Norma CNEN-NE-5.01, podendo ser do Tipo EI-1, EI-2 e EI-3.
3. *Embalado Tipo A* - embalado constituído de embalagem projetada para suportar as condições normais de transporte com o exigido grau de retenção da integridade de contenção e blindagem, após a submissão aos ensaios especificados na Norma CNEN NE-5.01 e que atenda aos requisitos adicionais relativos à limitação do conteúdo radioativo.
4. *Embalado Tipo B* - embalado constituído de embalagem projetada para suportar os efeitos danosos de um acidente de transporte com o exigido grau de retenção da integridade de contenção e blindagem, após a submissão aos ensaios especificados na Norma CNEN-NE-5.01.

9.3.4. Limite da atividade para transporte de material radioativo

A atividade máxima do material radioativo contido em um embalado é

determinada levando-se em consideração que:

a) seja improvável que um indivíduo permaneça à distância de 1 m do embalado por mais de 30 minutos;
b) a dose efetiva para um indivíduo exposto na vizinhança do transporte do embalado, em condições de acidente, não deve exceder o limite de dose anual para indivíduos ocupacionalmente expostos; e
c) as doses equivalentes recebidas pelos órgãos individuais, inclusive pele, de uma pessoa envolvida em um acidente de transporte não devem exceder 500 mSv ou, no caso do cristalino, 150 mSv.

Considerando as hipóteses acima, a AIEA desenvolveu o Sistema *Q* (*Quantity*) que permite determinar a quantidade de radionuclídeo que pode ser transportada em um embalado do tipo A. Esse sistema considera vários modos de exposição à radiação:

QA: dose externa devida a fótons,
QB: dose externa devida às partículas beta;
QC: dose interna por via de inalação;
QD: dose devida a contaminação de pele e ingestão; e
QE: dose devida a imersão em nuvem radioativa.

Para fontes seladas, apenas duas possibilidades são consideradas na determinação do valor básico de atividade, $\boldsymbol{A_1}$, sendo adotado o mais restritivo dos valores de *QA* e *QB*.

Para fontes não seladas, consideram-se todos os valores de *Q*, sendo selecionado sempre o mais restritivo para representar o valor básico de atividade, $\boldsymbol{A_2}$.

A Tabela 9.1 apresenta os valores de A_1 e de A_2, calculados pela AIEA, para os radionuclídeos mais empregados em medicina, indústria e pesquisa.

9.3.4.1. Limite para embalados exceptivos

Os embalados exceptivos que contenham objetos fabricados com materiais radioativos diferentes de urânio natural, urânio empobrecido ou tório natural, não devem conter atividades superiores aos limites aplicáveis especificados na Tabela 9.2.

Para objetos fabricados com urânio natural, urânio empobrecido ou tório natural, os embalados exceptivos podem conter qualquer quantidade desses materiais, desde que a superfície externa do urânio ou tório seja protegida por um revestimento inativo de metal ou de alguma outra substância resistente.

9.3.4.2. Limite para embalados do Tipo A

As atividades dos embalados do *Tipo A* não devem ser superiores a:

a) A_1 para material radioativo sob forma especial; e
b) A_2 para material radioativo sob outras formas.

9.3.4.3. Limite para embalados do Tipo B

Os limites aplicados aos embalados do *Tipo B* dependem da especificação dos certificados de aprovação de seus projetos e das autorizações emitidas. Assim, esses embalados não devem conter:

a) atividades superiores às autorizadas;
b) radionuclídeos distintos daqueles autorizados; e
c) conteúdo em estado físico ou químico ou em forma diferente dos autorizados.

Tabela 9.1 - Valores básicos de *concentração* e *limites de atividade* para alguns radionuclídeos, em embalados Tipo A.

Radionuclídeo	A_1	A_2	**Concentração em Atividade para material exceptivo**	**Limite de Atividade para uma consignação exceptiva**
	(TBq)	**(TBq)**	**(Bq g^{-1})**	**(Bq)**
Am-241	1 E+01	1 E-03	1 E 00	1 E+04
C-14	4 E+01	3 E 00	1 E+04	1 E+07
Ca-45	4 E+01	1 E 00	1 E+04	1 E+07
Cf-252	5 E-02	3 E-03	1 E+01	1 E+04
Cl-36	1 E+01	6 E-01	1 E+04	1 E+06
Co-57	1 E+01	1 E+01	1 E+02	1 E+06
Co-58	1 E 00	1 E 00	1 E+01	1 E+06
Co-58m	4 E+01	4 E+01	1 E+04	1 E+07
Co-60	4 E-01	4 E-01	1 E+01	1 E+05
Cr-51	3 E+01	3 E+01	1 E+03	1 E+07
Cs-137 (a)	2 E 00	6 E-01	1 E+01 (b)	1 E+04 (b)
Fe-59	9 E-01	9 E-01	1 E+01	1 E+06
Ga-67	7 E 00	3 E 00	1 E+02	1 E+06
H-3	4 E+01	4 E+01	(b)	-
I-125	2 E+01	3 E 00	1 E+03	1 E+06
I-131	3 E 00	7 E-01	1 E+02	1 E+06
In-111	3 E 00	3 E 00	1 E+02	1 E+06
Ir-192	1 E 00(c)	6 E-01	1 E+01	1 E+04
Kr-85	1 E+01	1 E+01	1 E+05	1 E+04
Mo-99 (a)	1 E 00	6 E-01	1 E+02	1 E+06
Na-22	5 E-01	5 E-01	1 E+01	1 E+06
Na-24	2 E-01	2 E-01	1 E+01	1 E+05
Ni-63	4 E+01	3 E+01	1 E+05	1 E+08
P-32	5 E-01	5 E-01	1 E+03	1 E+05
Pm-147	4 E+01	2 E 00	1 E+04	1 E+07
Po-210	4 E+01	2 E-02	1 E+01	1 E+04
Pu-239	1 E+01	1 E-03	1 E 00	1 E+04
Ra-226 (a)	2 E-01	3 E-03	1 E+01 (b)	1 E+04 (b)
S-35	4 E+01	3 E 00	1 E+05	1 E+08
Sc-46	5 E-01	5 E-01	1 E+01	1 E+06
Se-75	3 E 00	3 E 00	1 E+02	1 E+06
Tc-99m	1 E+01	4 E 00	1 E+02	1 E+07
Xe-133	2 E+01	1 E+01	1 E+03	1 E+04
Y-90	3 E-01	3 E-01	1 E+03	1 E+05

(a) Valores de *A1* e/ou *A2* incluem contribuições de nuclídeos filhos com meia-vida inferior a 10 dias.
(b) Ver Tabela 9.2.

Tabela 9.2 - Limites de atividade para embalados exceptivos.

Estado Físico do Conteúdo	Instrumentos ou Artigos		Materiais
	Limites para cada Item	**Limites para o Embalado**	**Limites para o Embalado**
Sólidos			
Sob forma especial	10^{-2} A_1	A_1	10^{-3} A_1
Outras formas	10^{-2} A_2	A_2	10^{-3} A_2
Líquidos	10^{-3} A_2	10^{-1} A_2	10^{-4} A_2
Gases			
Trício (H-3)	2.10^{-2} A_2	2.10^{-1} A_2	2.10^{-2} A_2
Sob forma especial	10^{-3} A_1	10^{-2} A_1	10^{-3} A_1
Outras formas	10^{-3} A_2	10^{-2} A_2	10^{-3} A_2

9.4. ENSAIOS PARA EMBALADOS

Os embalados devem ser submetidos a ensaios que visam a demonstrar sua capacidade de resistência em condições normais de transporte. Assim, após o projeto do embalado, uma amostra deve ser submetida aos ensaios apresentados na Norma CNEN-NE-5.01.

9.4.1. Embalados do Tipo A

Esse tipo de embalado deve ser submetido aos ensaios abaixo, na ordem indicada:

1. *Ensaio de jato d'água*: a amostra deve ser submetida a um jato d'água que simule chuva com precipitação de 50 $mm.h^{-1}$, durante uma hora.
2. *Ensaio de queda livre:* a amostra deve sofrer um queda livre sobre um alvo rígido, de modo a sofrer um dano máximo com relação aos aspectos de segurança, sendo a altura de queda função da massa do embalado. Para massas menores que 5.000 kg, a distância de queda livre é 1,2 m e, à medida que a massa aumenta, a distância de queda diminui para até 0,3 m.
3. *Ensaio de empilhamento*: a amostra deve ser submetida a uma carga de compressão igual ou superior a 5 vezes a massa do embalado.
4. *Ensaio de penetração:* a amostra deve ser fixada sobre uma superfície rígida, plana e horizontal. Uma barra de aço de 6 kg, com extremidade hemisférica de 3,2 cm de diâmetro, é deixada cair de uma altura de 1 m, com o seu eixo verticalmente orientado, para atingir o centro da parte mais frágil da amostra.

Após passar pelos ensaios o embalado não pode apresentar vazamento, ou dispersão do material radioativo, nem perda de integridade de blindagem que possa resultar em aumento superior a 20% no nível de radiação em qualquer uma de sua superfície externa.

9.4.2. Embalados do Tipo B

Esse tipo de embalado deve atender aos seguintes requisitos:

a) satisfazer os requisitos para embalados do *Tipo A*;
b) conservar, após os ensaios, blindagem suficiente para assegurar, mesmo estando com o máximo conteúdo radioativo que possa comportar, que o nível de radiação a um metro de sua superfície não exceda 10 $mSv.h^{-1}$;
c) impedir que o calor gerado pelo conteúdo radioativo afete adversamente a embalagem;
d) evitar que as superfícies externas atinjam temperaturas superiores a 50ºC;
e) garantir a eficácia da proteção térmica durante o transporte, seja em condições normais, seja em situações acidentais previstas;
f) restringir vazamento ou dispersão do conteúdo a $10^{-6}.A_2$ por hora, quando submetido aos ensaios para embalados *Tipo A*; e
g) restringir o vazamento acumulado do conteúdo radioativo durante uma semana, no máximo a $10.A_2$ para ^{85}Kr e a A_2 para os demais radionuclídeos.

Além de demonstrar a capacidade de resistência em condições normais de transporte, amostras dos embalados do *Tipo B* devem ser submetidas aos seguintes ensaios adicionais para demonstrar sua capacidade de resistência em condições acidentais de transporte:

1. *Queda I:* a amostra deve cair sobre um alvo de uma altura de 9 m, de modo a sofrer dano máximo;
2. *Queda II*: a amostra deve cair de uma altura de 1 m sobre uma barra de aço doce, medindo 20 cm de comprimento e 15 cm de diâmetro, rigidamente fixada e perpendicular ao alvo;
3. *Queda III:* a amostra deve ser submetida a um ensaio mecânico de esmagamento, de modo a sofrer máximo dano quando sujeita ao impacto de uma placa maciça e quadrada de aço doce, de 1 m de lado e massa de 500 kg, em queda livre de uma altura de 9 m;
4. *Térmico:* a amostra deve ser submetida, durante 30 minutos, a uma fonte de calor, com temperatura média de 800ºC e coeficiente de emissividade maior que 0,9;
5. *Imersão em Água:* a amostra deve ser imersa sob uma camada de água com, no mínimo, 15 m de altura, durante um período não inferior a 8 h, numa posição capaz de acarretar o máximo dano.

9.5. REQUISITOS DE CONTROLE DURANTE O TRANSPORTE

Todo embalado deve exibir uma etiqueta indicativa do material radioativo em seu interior, com exceção do embalado exceptivo que possui quantidade limitada de material radioativo.

São utilizadas três tipos de etiquetas para identificar os materiais radioativos. Todas estas etiquetas exibem o símbolo internacional de radiação ionizante (trifólio). As informações contidas na etiqueta de um embalado são suficientes para determinar o risco associado, sem o uso de um detector de radiação.

9.5.1. Índice de transporte

O Índice de Transporte (*IT*) é um número atribuído a um embalado com a finalidade de estabelecer:

a) o controle da exposição à radiação e da criticalidade nuclear;

b) os limites de conteúdo radioativo;
c) as categorias para rotulação
d) os requisitos para uso exclusivo do meio de transporte;
e) os requisitos de espaçamento durante armazenamento em trânsito;
f) as restrições de mistura durante o transporte realizado mediante aprovação especial de transporte e durante armazenamento em trânsito; e
g) o número de embalados permitido em um contêiner ou em um meio de transporte.

O *IT* expressa a taxa máxima de dose, em $\boldsymbol{mrem.h^{-1}}$ (se a taxa de dose for medida em $\boldsymbol{mSv.h^{-1}}$, **multiplica-se** o valor por 100), a um metro da superfície externa do embalado. Deve-se arredondar o número encontrado para cima, até a primeira casa decimal, (e.g. 1,13 deve ser considerado 1,2). Quando o *IT* for igual ou inferior a 0,05 pode ser estimado como zero.

Para tanques, contêineres ou material BAE-I ou OCS-I desembalado, o valor determinado acima deve ser multiplicado pelo fator apropriado, com base na Tabela 9.3.

Tabela 9.3 - Fatores de multiplicação do *IT* para embalados de grandes dimensões.

Maior seção reta (A) do embalado (m^2)	Fator de multiplicação do IT
$A \leq 1\ m^2$	1
$1\ m^2 \leq A \leq 5\ m^2$	2
$5\ m^2 \leq A \leq 20\ m^2$	3
$A > 20\ m^2$	10

Quando for utilizado um pacote de embalados, seu *IT* será igual à soma dos *IT* de cada um de seus embalados.

Para um embalado, ou pacote de embalados, o *IT* não deve exceder a 10 e o nível máximo de radiação em qualquer ponto de sua superfície externa não deve ultrapassar 2 $mSv.h^{-1}$. Excetua-se o caso de expedições de Uso Exclusivo, quando o transporte é feito para um único expedidor de forma exclusiva, utilizando um único meio de transporte.

Quando o expedidor garantir que medidas adicionais ou restritivas serão adotadas no sentido de compensar o não cumprimento de alguns itens da Norma CNEN-NE-5.01, poderá ser efetuado o transporte na modalidade de Arranjo Especial. Neste caso o transporte no país requer a aprovação específica da CNEN, ou aprovação multilateral, no caso de transporte internacional.

9.5.2. Categorias dos embalados

Para facilitar o reconhecimento dos riscos potenciais dos embalados eles devem apresentar em suas etiquetas de rotulação a categoria do embalado, conforme apresentado na Tabela 9.4. O tipo de etiqueta indica, rapidamente, para qualquer pessoa informada do público ou para autoridades, a taxa de dose próxima ao embalado, se o embalado não estiver danificado. Caso contrário, este valor deve ser avaliado.

As cores das etiquetas são padronizadas internacionalmente, conforme ilustrado na figura 9.1. A cor do texto e do símbolo de radiação é preta e a cor dos numerais I, II ou III deve ser vermelha.

Tabela 9.4 - Categoria de Embalados.

Índice de Transporte (IT)	Nível Máximo de Radiação (NMR) na Superfície Externa do Embalado (mSv/h)	Categoria
IT = 0	NMR ≤ 0,005	I - BRANCA
0 < IT ≤ 1	0,005 < NMR ≤ 0,5	II - AMARELA
1 < IT ≤ 10	0,5 < NMR ≤ 2	III - AMARELA
IT > 10	2 < NMR ≤ 10	III - AMARELA USO EXCLUSIVO

Os embalados transportados segundo a modalidade de Arranjo Especial devem ser rotulados como Categoria III - Amarela.

Figura 9.1 - Etiquetas padronizadas para embalados.

9.5.3. Rótulos, marcas e placas

Após definida a categoria para rotulação do embalado, deve-se afixar os rótulos de risco, de acordo com os modelos e cores indicados na Norma CNEN-NE-5.01, em duas faces externas opostas do embalado.

Se o embalado contiver materiais radioativos com características adicionais de perigo, devem ser afixados rótulos específicos para indicar essas características, conforme regulamento de transporte de produtos perigosos.

Cada rótulo, exceto para material *BAE* ou *OCS*, deve apresentar ainda o nome do radionuclídeo presente (no caso de mistura, aqueles mais restritivos), a atividade (em Bq), e o *IT*. Não há necessidade de assinalar o *IT* quando o rótulo for da Categoria I - Branca.

Se o embalado pesar mais do que 50 kg deve ser assinalado no exterior da embalagem, de forma legível e durável, o peso bruto.

Todo embalado do *Tipo A* deve apresentar externamente, de forma legível e durável, a marca *TIPO A.*

Todo embalado do *Tipo B* deve apresentar externamente, de forma legível e durável, os seguintes dados:

1. A marca de identificação atribuída ao projeto pela Autoridade Competente.

2. O número de série que identifica cada embalagem em conformidade com o projeto.
3. A marca *Tipo B(U)*, para embalados cujo projeto atende aos requisitos para aprovação unilateral ou *Tipo B(M)* para embalados cujo projeto exige aprovação multilateral.
4. O símbolo do trifólio, em alto relevo.

Tanques e grandes contêineres que contenham embalados não exceptivos devem exibir quatro placas de aviso, uma em cada face, em conformidade com o modelo e cores especificados (figura 9.2) na Norma CNEN-NE-5.01. O veículo rodoviário também deve exibir placas de aviso, afixadas nas duas laterais e na traseira da carroceria.

Figura 9.2 - Placa para tanques e contêineres. A palavra *RADIOATIVO* pode ser substituída pelo número de classificação de materiais da ONU, conforme tabela 9.5.

A Tabela 9.5 apresenta um resumo da classificação de materiais radioativos adotada pela ONU. Essa classificação deve ser empregada em placas de aviso suplementares, afixadas imediatamente adjacentes às placas de aviso principais, nos veículos de transporte.

9.5.4. Requisitos específicos para transporte terrestre

Quando um embalado, pacote, tanque ou contêiner for transportado por rodovia, deve-se atender aos requisitos a seguir:

- Caso o veículo rodoviário tenha carroceria sem paredes, as placas de aviso podem ser afixadas diretamente nos embalados, pacotes, tanques ou contêineres, desde que sejam claramente visíveis.
- Durante o transporte normal, o veículo deve possuir cobertura que previna ou

impeça o acesso de pessoas não autorizadas ao seu interior.

- Durante o transporte normal, devem ser tomadas medidas para fixar o embalado, de modo que o mesmo não sofra deslocamento dentro do veículo.
- Entre o início e o final do transporte não devem ocorrer quaisquer outras operações de carga ou descarga.
- No veículo rodoviário transportando embalados, pacotes, tanques ou contêineres das categorias *Amarela II* e *Amarela III*, não deve ser permitida a presença de outras pessoas além do motorista e seus ajudantes autorizados.

Tabela 9.5 - Resumo da classificação da ONU para nomes apropriados ao transporte de materiais radioativos e respectiva numeração.

Número da ONU	Nome Apropriado para Transporte e Descrição
2910	Material Radioativo - Embalado Exceptivo Quantidade Limitada de Material
2911	Material Radioativo - Embalado Exceptivo Instrumentos ou Artigos
2909	Material Radioativo - Embalado Exceptivo Artigos Manufaturados com Urânio Natural ou Empobrecido ou com Tório Natural
2908	Material Radioativo - Embalado Exceptivo Embalagem Vazia
2912	Material Radioativo - Baixa Atividade Específica (BAE-I) não físsil ou físsil isento
3321	Material Radioativo - Baixa Atividade Específica (BAE-II) não físsil ou físsil isento
3322	Material Radioativo - Baixa Atividade Específica (BAE-III) não físsil ou físsil isento
2913	Material Radioativo - Objeto Contaminado na Superfície (OCS-I e OCS-II) não físsil ou físsil isento
2915	Material Radioativo, Embalado Tipo A outras formas, não físsil ou físsil isento
2916	Material Radioativo, Embalado Tipo B(U) não físsil ou físsil isento
2917	Material Radioativo, Embalado Tipo B(M) não físsil ou físsil isento
3323	Material Radioativo, Embalado Tipo C não físsil ou físsil isento
2919	Material Radioativo sob Arranjos Especiais não físsil ou físsil isento
2978	Material Radioativo, Hexafluoreto de Urânio não físsil ou físsil isento

9.5.5. Documentação para transporte de material radioativo

A documentação necessária e obrigatória que deve acompanhar cada expedição de material radioativo é a seguinte:

a) Envelope de Transporte;
b) Ficha de Emergência;
c) Declaração do Expedidor; e
d) Ficha de Monitoração da Carga e do Veículo.

A Norma CNEN-NE-5.01 apresenta em seus *Anexos C* e *D*, respectivamente, a Ficha de Monitoração da Carga e do Veículo e a Declaração do Expedidor de Materiais Radioativos (ONU-Classe 7).

9.5.6. Emergência no transporte de material radioativo

Um acidente durante o transporte de material radioativo pode ser evitado/minimizado das seguintes maneiras:

1) Impondo certas restrições ao meio e modo de transporte, por exemplo:
   - Embalagens contendo líquidos pirofóricos não podem ser transportadas por via aérea;
   - No caso de transporte ferroviário ou rodoviário de materiais radioativos bastante perigosos, devem ser evitadas rotas que passem por zonas de alta densidade demográfica.
2) Atendendo a um plano de emergência adequado, de modo a minimizar as consequências de um acidente durante o transporte.

A natureza, características e consequências de acidentes de transporte, envolvendo material radioativo, dependem de vários fatores, tais como:

- Tipo de embalagem.
- Forma química e física do material.
- Radiotoxicidade.
- Quantidade de material.
- Modo de transporte.
- Severidade do acidente.
- Localização do acidente.
- Condições atmosféricas.

As consequências de um acidente no transporte variam desde um acidente pequeno, com uma grande probabilidade de ocorrência, a um acidente severo, com uma pequena probabilidade de ocorrência.

A experiência tem demonstrado que os riscos envolvidos em um acidente de transporte com materiais radioativos são pequenos.

9.6. RESPONSABILIDADES DURANTE O TRANSPORTE

O expedidor é o responsável pelo transporte do material radioativo e é seu dever, entre outros estabelecidos na Norma CNEN-NE-5.01:

a) assegurar que o conteúdo de cada remessa esteja identificado, classificado, embalado, marcado e rotulado de forma completa e precisa e se encontre em condições adequadas para ser transportado. Uma declaração nesse sentido deverá ser apresentada pelo expedidor;
b) incluir, nos documentos de transporte, as seguintes informações:
   - Nome e número apropriado da expedição, conforme a relação dos números

da ONU.

- As palavras *material radioativo*.
- Notação apropriada para *BAE* ou *OCS*.
- Nome e símbolo de cada radionuclídeo.
- Uma descrição da forma física e química do material, ou a notação de que se encontra sob forma especial.
- Atividade máxima do conteúdo radioativo.
- Categoria do embalado.
- Índice de transporte.
- Marca de identificação de cada certificado de aprovação emitido pela Autoridade Competente.

c) fornecer ao transportador os seguintes documentos:
- Declaração do expedidor.
- Envelope de transporte, padronizado pela *NBR 7504*.
- Ficha de emergência, padronizada pela *NBR 7503*.
- Ficha de monitoração do veículo.

d) fornecer ao transportador:
- Nome do destinatário, endereço completo e rota a ser seguida.

e) informar o transportador sobre:
- Equipamentos e requisitos especiais para manuseio e fixação da carga.
- Requisitos operacionais suplementares para carregamento, transporte, armazenamento, descarregamento e manuseio de embalado ou uma declaração que tais requisitos não são necessários.
- Quaisquer prescrições especiais de armazenamento para dissipação segura de calor do embalado, especialmente quando o fluxo de calor na superfície do mesmo exceder 15 $W.m^{-2}$.
- Restrições impostas ao modo ou meio de transporte.
- Providências a serem tomadas em caso de emergência.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

IAEA, *"Regulations for the Safe Transport of Radioactive Material"*, ST-1, International Atomic Energy Agency, Vienna, 1996.

IAEA, *Safe Transport of Radioactive Material*, Training Course Series, Fourth Edition, International Atomic Energy Agency, Vienna, 2006.

Norma CNEN-NE-5.01 *Transporte de Materiais Radioativos*, 1988.

A.M. Xavier, J.T. Moro, P.F. Heilbron, *Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica*, UFRGS, 2006.

ANEXO A

NORMAS DA CNEN

As Normas da CNEN são constantemente atualizadas, assim, recomenda-se a consulta ao site www.cnen.gov.br/seguranca/normas/normas.asp

A.1. GRUPO 1: INSTALAÇÕES NUCLEARES

Resolução CNEN Nº 109/2011, Licenciamento de Operadores de Reatores Nucleares, D.O.U. de 01/09/2011.

NE-1.02, Critérios Gerais de Projeto para Usinas de Reprocessamento de Combustíveis Nucleares, D.O.U. de 27/06/1979.

NE-1.04, Licenciamento de Instalações Nucleares, D.O.U. de 12/12/2002.

Posição regulatória 1.04/001 - "Apresentação de Relatórios de Segurança para Instalações de Enriquecimento Isotópico por Ultracentrifugação".

NE-1.06, Requisitos de Saúde para Operadores de Reatores Nucleares, D.O.U. de 17/06/1980.

NE-1.08, Modelo Padrão para Relatório de Análise de Segurança de Usinas de Reprocessamento de Combustíveis Nucleares, D.O.U. de 04/02/1980.

NE-1.09, Modelo Padrão para Relatório de Análise de Segurança de Fábricas de Elementos Combustíveis, D.O.U. de 14/11/1980.

NE-1.10, Segurança de Sistemas de Barragem de Rejeitos Contendo Radionuclídeos, D.O.U. de 27/11/1980.

NE-1.11, Modelo Padrão para Relatório de Análise de Segurança de Usinas de Produção de Hexafluoreto de Urânio Natural, D.O.U. de 17/02/1983.

NE-1.28, Qualificação e Atuação de Órgãos de Supervisão Técnica Independente em Usinas Nucleoelétricas e outras Instalações, D.O.U. de 11/10/1999.

NE-1.13, Licenciamento de Minas e Usinas de Beneficiamento de Minérios de Urânio e/ou Tório, D.O.U de 08/08/1989.

NN-1.14, Relatórios de Operação de Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 10/01/2002.

NN-1.16, Garantia da Qualidade para a Segurança de Usinas Nucleoelétricas e outras Instalações, D.O.U. de 03/04/2000.

NN-1.17, Qualificação de Pessoal e Certificação, para Ensaios não Destrutivos em Itens de Instalações Nucleares, D.O.U. de 01/12/2011.

NE-1.18, Conservação Preventiva em Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 04/09/1985.

NE-1.19, Qualificação de Programas de Cálculo para a Análise de Acidentes de Perda de Refrigerante em Reatores à Água Pressurizada, D.O.U. de 11/11/1985.

NE-1.20, Aceitação de Sistemas de Resfriamento de Emergência do Núcleo de Reatores à Água Leve, D.O.U de 11/11/1985.

NE-1.21, Manutenção de Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 28/081991.

NE-1.22, Programas de Meteorologia de Apoio de Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 08/ 08/1989.

NE-1.24, Uso de Portos, Baías e Águas sob Jurisdição Nacional por Navios Nucleares, D.O.U. de 16/12/1991.

NE-1.25, Inspeção em Serviço em Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 27/09/1996.

NE-1.26, Segurança na Operação de Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 16/10/1997.

Posição regulatória 1.26/001, Gerenciamento de Rejeitos Radioativos em Usinas Nucleoelétricas.

NE-1.27, Garantia da Qualidade na Aquisição, Projeto e Fabricação de Elementos Combustíveis, D.O.U de 21/09/1999.

NE-1.28, Qualificação e Atuação de Órgãos de Supervisão Técnica Independente em Usinas Nucleoelétricas e outras Instalações, D.O.U. de 11/10/1999.

Resolução CNEN Nº 09/1969, Normas para Escolha de Local para Instalação de Reatores de Potência, D.O.U. de 31/07/1969.

A.2. GRUPO 2: CONTROLE DE MATERIAIS NUCLEARES, PROTEÇÃO FÍSICA E CONTRA INCÊNDIO

NE-2.01, Proteção Física de Unidades Operacionais da Área Nuclear, D.O.U. de 01/09/2011.

NN-2.02, Controle de Materiais Nucleares, D.O.U. de 21/09/1999.

NE-2.03, Proteção Contra Incêndio em Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 21/09/1999.

NE-2.04, Proteção Contra Incêndio em Instalações Nucleares do Ciclo do Combustível, D.O.U. de 16/10/1997.

A.3. GRUPO 3: PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

NN-3.01, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, D.O.U de 01/09/2011.

Posição regulatória 3.01/001:2011, Critérios de Exclusão, Isenção e Dispensa de Requisitos de Proteção Radiológica.

Posição regulatória 3.01/002:2011, Fatores de Ponderação para as Grandezas de Proteção Radiológica.

Posição regulatória 3.01-003/2011, Coeficientes de Dose para Indivíduos Ocupacionalmente Expostos.

Posição regulatória 3.01/004/2011, Restrição de Dose, Níveis de Referência Ocupacionais e Classificação de Áreas.

Posição regulatória 3.01/005:2011, Critérios de Cálculo de Dose Efetiva a Partir da Monitoração Individual.

Posição regulatória 3.01/006:2011, Medidas de Proteção e Critérios de Intervenção em Situações de Emergência.

Posição regulatória 3.01/007:2011, Níveis de Intervenção e de Ação para Exposição Crônica.

Posição regulatória 3.01/008:2011, Programa de Monitoração Radiológica Ambiental.

Posição regulatória 3.01/009:2011, Modelo para Elaboração de Relatórios de Programa de Monitoração Radiológica Ambiental.

Posição regulatória 3.01/010:2011, Níveis de Dose para Notificação à CNEN.

Posição regulatória 3.01/011:2011, Coeficientes de Dose para a Exposição do Público.

NE-3.02, Serviços de Radioproteção, D.O.U. de 01/08/1988.

NN-3.05, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Medicina Nuclear, D.O.U. de 17/12/2013.

NN-3.06, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica em Serviços de Radioterapia, D.O.U. de 04/06/2012.

NN-6.04, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radiografia Industrial, D.O.U. de 25/03/2013.

Resolução CNEN Nº 145/2013, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de Radiografia Industrial, D.O.U. de 25/03/2013.

A.4. GRUPO 4: MATERIAIS, MINÉRIOS E MINERAIS NUCLEARES

NN-4.01, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Instalações Minero-Industriais, D.O.U. 26/05/2005.

Resolução CNEN Nº 03/65, Fixa Normas no que se Referem aos Minerais, Minérios Nucleares e de Interesse para a Energia Nuclear, D.O.U. 20/01/1975.

Resolução CNEN Nº 04/69, Define Regras para o Exportador de Minerais ou Minérios que Contenham Elementos Nucleares, D.O.U. de 13/03/1965.

Resolução CNEN Nº 08/77, Esclarece a Regra para o Exportador (Na Resolução 04/69), Caso não Seja Possível a Aquisição no Mercado Externo, D.O.U. de 29/09/1977.

Resolução CNEN Nº 18/88, Estabelece Critérios de Dispensa de Requisitos para Exportadores, D.O.U. de 16/05/2011.

Port. 279/97, Define Regras para a Importação de Produtos à Base de Lítio, D.O.U. de 01/12/1997.

Resolução CNEN Nº 147/13, Nível de Isenção para o Uso do Fosfogesso na Agricultura ou na Indústria Cimenteira, D.O.U. de 01/09/2011.

A.5. GRUPO 5: TRANSPORTE DE MATERIAIS RADIOATIVOS

NE-5.01, Transporte de Materiais Radioativos, D.O.U. de 01/08/1988.

Posição regulatória 5.01/001, Transporte de Material Radioativo por Motocicletas.

NE-5.02, Transporte, Recebimento, Armazenagem e Manuseio de Elementos Combustíveis de Usinas Nucleoelétrica, D.O.U. de 17/02/2003.

NE-5.03, Transporte, Recebimento, Armazenagem e Manuseio de Itens de Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 02/02/1989.

NN-5.04, (Res.148/13), Rastreamento de Veículos de Transporte de Material Radioativo, D.O.U. de 23/03/2013.

A.6. GRUPO 6: INSTALAÇÕES RADIATIVAS

Resolução CNEN Nº 112/2011, Licenciamento de Instalações Radiativas, D.O.U. de 01/09/2011.

NE-6.06, Seleção e Escolha de Locais para Depósitos de Rejeitos Radioativos, D.O.U de 24/01/1990.

A.7. GRUPO 7: CERTIFICAÇÃO E REGISTRO DE PESSOAS

Resolução CNEN Nº 109/11, Licenciamento de Operadores de Reatores Nucleares” - D.O.U. de 01/09/2011.

NN-1.17, Qualificação de Pessoal e Certificação para Ensaios não-Destrutivos em Itens de Instalações Nucleares, D.O.U. de 01/12/2011.

NN-6.01, Requisitos para Registro de Pessoas Físicas para o Preparo, Uso e Manuseio de Fontes Radioativas, D.O.U de 01/03/1999.

Resolução CNEN Nº 144/2013, Registro de Operadores de Radiografia Industrial, D.O.U. de 25/03/2013.

Resolução CNEN Nº 146/13, Certificação da Qualificação de Supervisores de Proteção Radiológica, D.O.U de 25/03/2013.

A.8. GRUPO 8: REJEITOS RADIOATIVOS

NE-6.05, Gerência de Rejeitos Radioativos em Instalações Radiativas, D.O.U. de 17/12/1985.

NE-6.06, Seleção e Escolha de Locais para Depósitos de Rejeitos Radioativos, D.O.U. de 24/01/1990.

NN-6.09, Critérios de Aceitação para Deposição de Rejeitos Radioativos de Baixo e Médio Níveis de Radiação, D.O.U. de 23/04/2002.

Resolução CNEN Nº 04/1989, Para-Raios com Material Radioativo, D.O.U. de 19/04/1986.

Posição regulatória 1.26/001, Gerenciamento de Rejeitos Radioativos em Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 25/03/2008.

A.9. GRUPO 9: DESCOMISSIONAMENTO

Resolução CNEN Nº 133/2012, Descomissionamento de Usinas Nucleoelétricas, D.O.U. de 21/11/2012.

ANEXO B

RADIAÇÕES IONIZANTES E LEGISLAÇÃO PARA TRABALHADORES

José Ubiratan Delgado - LNMRI/IRD/CNEN

B.1. INTRODUÇÃO

A partir de uma abordagem cronológica sobre o conjunto de leis pertinentes às condições de trabalho com radiações ionizantes, este trabalho se propõe discutir e elucidar os principais conceitos que constituem a legislação atual, apontar o alcance de cada um, bem como suas ambiguidades ou imprecisões. As ilações destas questões analisadas são facilmente perceptíveis nas dificuldades de ordem legal, administrativa e de gerenciamento de recursos humanos, quando se busca sua eficiente aplicação. São discutidos também temas associados à extensão e frequência da gradação do risco em 5, 10 e 20%, modelos para avaliação da exposição potencial em área de risco, cálculo da dose e critérios para definição de benefícios e enquadramento em adicional de irradiação, gratificação por atividade, aposentadoria e férias específicas para Indivíduos Ocupacionalmente Expostos na esfera do Regime Jurídico Único e da Consolidação das Leis do Trabalho.

B.1.1. Aspectos históricos

Logo após a descoberta por Roentgen em 1895, a radiação ionizante foi mundialmente utilizada no campo da medicina como uma excelente ferramenta para o diagnóstico e a terapia. Entretanto, este fato provocou exposições ocupacionais relevantes para as equipes médicas envolvidas, de forma que a primeira evidência epidemiológica substancial relacionada aos efeitos cancerígenos da radiação foi obtida a partir de efeitos determinísticos, como depilação e eritema, observados nos próprios radiologistas [1]. Mas, as aplicações na medicina aumentaram significativamente em todo o mundo, com uma grande variedade de técnicas, de tal modo que, hoje, os trabalhadores na área da medicina compõem o maior grupo ocupacional exposto às fontes artificiais de radiação.

Nos primórdios da energia nuclear, quando o seu uso estava restrito a algumas aplicações em centros de pesquisa e hospitais, disseminou-se uma preocupação específica com os aspectos de exposição ocupacional e segurança dos trabalhadores vinculados a tais atividades. Esta inquietação culminou em tentativas de assegurar uma legislação adequada, posto que, pela sua natureza e efeitos decorrentes, as radiações ionizantes não poderiam ser tratadas de modo trivial.

Em torno dos anos 50 a legislação brasileira já instituía compensações pecuniárias e benefícios para trabalhadores sujeitos a riscos de vida ou de danos à saúde, quer estivessem enquadrados no regime estatutário ou em CLT, nos ambientes onde existiam constatações de exposição ocupacional às radiações ionizantes. Em seguida, outras leis complementares e normas regulamentadoras foram criadas. Apesar de restrito a algumas categorias do serviço público e de ter introduzido os conceitos de tempo mínimo e habitualidade, o Decreto 81.384/78 estabeleceu a gratificação por atividades com raios X ou substâncias radioativas. Neste incipiente aparato legal já se vislumbravam formas de

compensar os danos à saúde dos trabalhadores, provocados por agentes mesológicos nocivos, atenuando seus impactos e/ou indenizando-os.

Voltada para as atividades concernentes à radiação ionizante ou substância radioativa e calcada em recomendações internacionais, a lei 1.234/50 refletia o caráter de duplo risco para ocorrências normais e não usuais que poderiam atingir o trabalhador [1,2,3,4].

B.1.2. Atividades com radiações ionizantes na CLT

O artigo 189 da CLT define as **atividades ou operações insalubres** como "*aquelas que, por sua natureza, condições ou métodos de trabalho, exponham os empregados a agentes nocivos à saúde, acima dos limites de tolerância fixados em razão da natureza e da intensidade do agente e do tempo de exposição a seus efeitos*".

Mais adiante, o artigo 191 trata da eliminação ou a neutralização da insalubridade, as quais ocorrerão com a adoção de medidas que conservem o ambiente de trabalho dentro dos limites de tolerância e com a utilização de equipamentos de proteção individual ao trabalhador, cabendo às Delegacias Regionais do Trabalho, comprovar a insalubridade, notificar as empresas e estipular prazos para sua eliminação ou neutralização, na forma deste artigo. Com isto, o artigo 192 tem em conta que o exercício de trabalho em condições insalubres, isto é, acima dos limites de tolerância estabelecidos pelo Ministério do Trabalho, assegura a percepção de adicional, respectivamente, de 40% (quarenta por cento), 20% (vinte por cento) e 10% (dez por cento) do salário mínimo da região, segundo sejam classificadas no grau máximo, médio e mínimo.

De outro lado, o artigo 193 considera **operações ou atividades perigosas**, na forma da regulamentação aprovada pelo Ministério do Trabalho, como "*aquelas que, por sua natureza ou métodos de trabalho, impliquem no contato permanente com inflamáveis ou explosivos em condições de risco acentuado*". Em 1986, o Decreto 93.412 regulamentou a Lei 7.369/1985, a qual instituiu salário adicional para os empregados no setor de *energia elétrica* em condições de periculosidade.

O trabalho em condições de periculosidade assegura ao empregado celetista um adicional de 30% (trinta por cento) sobre o salário sem os acréscimos resultantes de gratificações, prêmios ou participações nos lucros da empresa. Além disso, a legislação faculta ao empregado optar pelo adicional de insalubridade que venha a fazer jus, sendo, entretanto, vedada a percepção cumulativa em caso de incidência de mais de um fator de risco (ver NR16, 16.1.2).

De qualquer modo, a Seção XIII da Consolidação das Leis do Trabalho que discorre sobre Atividades Insalubres ou Perigosas determinou em seu artigo 194 que "*o direito do empregado ao adicional de insalubridade ou de periculosidade cessará com a eliminação do risco à sua saúde ou integridade física, nos termos desta Seção e das normas expedidas pelo Ministério do Trabalho*". E, não menos importante, o artigo 195 declarou com firmeza que, segundo as normas do Ministério do Trabalho, a "*caracterização e a classificação da insalubridade e da periculosidade far-se-ão através de perícia a cargo de Médico do Trabalho ou Engenheiro do Trabalho, registrados no Ministério do Trabalho*".

B.1.2.1. Normas regulamentadoras e as radiações ionizantes

As determinações constantes em seção XIII, capítulo V, com modificações estabelecidas pela lei 6.514/77 e regulamentadas em Portaria Ministério do Trabalho 3.214/78 [4,5,6] aplicavam-se aos casos de insalubridade e periculosidade para os trabalhadores em geral, regidos pela CLT. A Portaria, na forma de ato administrativo, aprovou 28 Normas Regulamentadoras relacionadas à Segurança e Medicina do Trabalho, sendo estas de cumprimento obrigatório quer seja pelas empresas públicas e privadas, assim como pelas instituições públicas em todos os níveis de poderes que possuam trabalhadores regidos pela CLT. Porém, à insalubridade creditada às radiações ionizantes, a norma regulamentadora de nº 15 definiu os limites máximos permissíveis para trabalhadores expostos, baseados em conceitos universais de proteção radiológica.

Isto se deve ao fato de que a utilização de fontes de radiação e substâncias radioativas requer a definição e o cumprimento de protocolos e procedimentos de segurança dirigidos ao meio ambiente, à população, mas, sobretudo, à proteção dos indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE). Em decorrência disso, limites de exposição ou de tolerância são estabelecidos nas legislações que discorrem sobre a temática, tanto em nível nacional como internacional, uma vez que, sem as medidas de segurança adequadas, os efeitos biológicos advindos de exposições às radiações ionizantes na forma de danos à saúde ou risco de vida são bastante conhecidos e amplamente documentados na literatura científica.

Já o artigo 193 da referida CLT trata da circunstância de quem opera com inflamáveis, energia elétrica e com explosivos. Houve aí uma omissão completa à condição dos trabalhadores sujeitos à exposição e ou contaminação com material radioativo. A lacuna de ordem legal deixou de existir parcialmente com a conquista do adicional de periculosidade correspondente a 30% sobre o vencimento, motivada pela atualização da NR-16, via portaria MTb nº 3.393/87 [6,7,8,9,10]. A portaria conceitua ser "*potencialmente prejudicial à saúde do trabalhador sua exposição às radiações ionizantes*", acrescentando que o presente estado de coisas tecnológico não pode "*evitar, ou reduzir a zero, o risco potencial oriundo de tais atividades*". Contudo, ao trabalhador submetido ao regime celetista não lhe foi concedido, até então, direitos relativos à aposentadoria e férias especiais, nem foi beneficiado com alguma compensação devido às condições insalubres de trabalho.

B.1.2.2. Aposentadoria especial para IOE na CLT

A Constituição Federal foi alterada em 2000 pela Emenda Constitucional de número 20, a qual estabeleceu as regras de transição também para a aposentadoria especial e modificou o sistema de previdência social por meio de ampla reforma. A aposentadoria pela previdência social passou a ser concedida ao trabalhador após terem sido preenchidos critérios como tempo de trabalho e da atividade profissional em condições especiais que venham a pôr em risco à vida ou causar danos à saúde do referido profissional. Torna-se necessário, neste caso, a comprovação da exposição às radiações ionizantes de forma permanente e habitual por um **período de 25 anos**. Para fazer jus ao benefício, o tempo de trabalho prestado durante a jornada integral em regime CLT é contabilizado por um período que corresponde ao exercício da atividade em situação especial, incluindo-se nele os afastamentos decorrentes de licença médica, auxílio-doença e férias. A comprovação da efetiva exposição do trabalhador às radiações ionizantes se dá com base em Laudo Técnico de Condições Ambientais de Trabalho (LTCAT). Este laudo relata as condições do ambiente de trabalho, reúne informações técnico-

administrativas, além de resultados de monitoração radiológica, e é atestado por engenheiro de segurança ou por médico do trabalho conforme versa a legislação. É feito mediante o preenchimento, pela empresa ou representante, de formulário denominado Perfil Profissiográfico Previdenciário, próprio do Instituto Nacional do Seguro Social e válido a partir de 01/01/2004 (antes se denominava DIRBEN 8030, muito antes, SB40, ambos válidos até 31/12/2003). No documento histórico-laboral, PPP, devem também ser registrados dados e informações sobre planos de proteção radiológica, que visem à redução dos níveis de radiação a limites toleráveis, e que constem recomendações sobre a adoção destas práticas pela empresa. A análise e a veracidade destes registros, essenciais à concessão da referida aposentadoria, ocorre através da inspeção de cada local de trabalho, e é conduzida exclusivamente por peritos vinculados ao INSS. Uma vez concedida, a aposentadoria especial torna-se irreversível e somente será cancelada pelo INSS, caso o segurado retorne à atividade que deu origem ao benefício. [www.previdencia.gov.br/conteudoDinamico.php?id=14].

B.1.2.3. Acidente de trabalho e doença profissional na CLT

A legislação brasileira define acidente de trabalho, de acordo com a Lei 6.367/76, como aquele decorrente do desempenho do trabalho a serviço da empresa, "*provocando lesão e perturbação funcional da vítima, determinando a morte, perda ou redução de capacidade para o trabalho, de forma permanente ou temporária*". A doença profissional, ou do trabalho, é entendida como aquela desencadeada pelo exercício de trabalho peculiar a determinada atividade, embora mesmo não tendo vínculo direto com o trabalho, com ele guarda relação. No caso do IOE, pode ser uma doença proveniente de contaminação radioativa acidental ou em condições normais de trabalho, ou exposição à dose aguda ou cumulativa do empregado ao longo do exercício de sua atividade. Sob pena de multa, é imprescindível que o acidente seja sempre reportado e registrado pelo empregador junto à Previdência Social até o primeiro dia útil após o ocorrido. Este relato se dá mediante preenchimento do Comunicado de Acidente de Trabalho (CAT). A Lei 8.213/89, em seu artigo 22, assegura que na falta de emissão do CAT pela empresa, o próprio acidentado pode registrar o acidente. Além dele, os seus dependentes, a representação sindical, médicos ou autoridades públicas podem fazê-lo, nestes casos, independente do prazo de um dia.

B.1.3. Atividades com radiações ionizantes no Regime Jurídico Único

O Regime Jurídico Único [11], mais o conjunto de leis complementares que entraram na sua composição, despontaram da Carta Constitucional de 1988. Instituído pela Lei 8112 de 11 de dezembro de 1990, é o regime dos servidores públicos civis da União, autarquias e fundações públicas federais. **Os artigos 68 a 72, 186 a 195, 211 a 214 contemplam os adicionais de insalubridade, periculosidade, aposentadoria especial e a licença por acidente de serviço, respectivamente**. Consequentemente, para os servidores em geral, convivendo em seus ambientes de trabalho com a agressividade provocada por agentes físicos, biológicos ou químicos diversos, sobrevieram os adicionais de insalubridade, de periculosidade (tanto um quanto outro previsto na subseção IV do RJU e no artigo 12 da lei 8.270/91) e o direito a regime especial de férias (RJU). Pelos itens I e II do artigo 12, a lei 8.270 estabelece o adicional de insalubridade fracionado em cinco (grau mínimo), dez (grau médio) e vinte por cento (grau máximo), e o de periculosidade, antes de 40%, foi fixado em dez por cento [12]. Ambos recaindo sobre o vencimento do cargo efetivo. Aos demais trabalhadores de empresas particulares

e estatais, cujas atividades estão caracterizadas como de risco potencial atinente a radiações ionizantes ou substâncias radioativas, persiste o adicional de periculosidade discorrido no parágrafo 1º do artigo 193 da CLT. A condição exclusiva de trabalhadores do serviço público envolvidos com atividades nucleares na manipulação ou próximos às fontes radioativas, ou operando os equipamentos de raios X e as correspondentes compensações por riscos à saúde e à vida são formuladas nos parágrafos 1º (adicional de irradiação ionizante) e 2º (gratificação por atividade com raios X ou substâncias radioativas), respectivamente, no mesmo artigo 12. O espírito da lei, aqui materializado nos parágrafos 1º e 2º e no Decreto 877/93 [13] que regulamenta a concessão do adicional de irradiação ionizante, prevaleceu ante a lei 1.234/50 ainda vigente. Com todas as restrições para enquadramento, este Decreto tornou extensivo o benefício a maior número de servidores, os quais não foram incluídos no Decreto 81.384/78.

B.2. NORMAS E DISPOSIÇÕES PARA AS RADIAÇÕES IONIZANTES.

B.2.1. Considerações em torno da Lei 8.270

Embora se possa chegar a uma interpretação apressada ao se afirmar que os parágrafos 1º e 2º definem claramente os adicionais de insalubridade e periculosidade, o certo é que não existem evidências para tal, como pode ser acompanhado pela Figura 1. O que de fato existe é: *adicional* de irradiação ionizante e *gratificação* por atividade com raios X ou substâncias radioativas. Reside aí a origem de parte dos conflitos desenvolvidos durante o período de discussão dos critérios aplicáveis ao enquadramento de servidores.

Não se sabe dos legisladores se tinham em mente tratar radiação ionizante, considerando apropriadamente a sua natureza de poder causar danos à saúde (insalubridade) e pôr em risco a vida (periculosidade), baseando-se objetivamente nos efeitos imediatos e tardios. Se este era o espírito reinante, há de se reconhecer vagueza no artigo 12 ao discorrer sobre uma situação como adicional e outra, como gratificação. Tudo no mesmo texto que prometia, em sua introdução, versar sobre adicionais. Isto resultou em um tácito desligamento das disposições gerais de insalubridade e periculosidade, complementado pela presença de preceitos e vantagens diferenciadas e cumulativas [14]. Cumulatividade esta que, ao ser admitida, contrapõe e invalida o artigo 68, parágrafo 1º do RJU, onde é definido o termo de opção para o servidor que desenvolve atividades caracterizadas simultaneamente como perigosas e insalubres. Objeto de polêmicas, o artigo 12 gerou veemente debate, propiciando o surgimento de pareceres técnico-jurídicos e documentação correlata [15,16,17]. Atendendo consulta sobre a matéria, a Procuradoria Jurídica da CNEN entendeu que

> "*... a opção prevista na norma torna-se prejudicada ... embora o fundamento legal para concessão das vantagens, tanto do adicional como da gratificação, seja o mesmo, insalubridade e/ou periculosidade, as condições e vantagens para que o servidor faça jus as mesmas se diferem*".

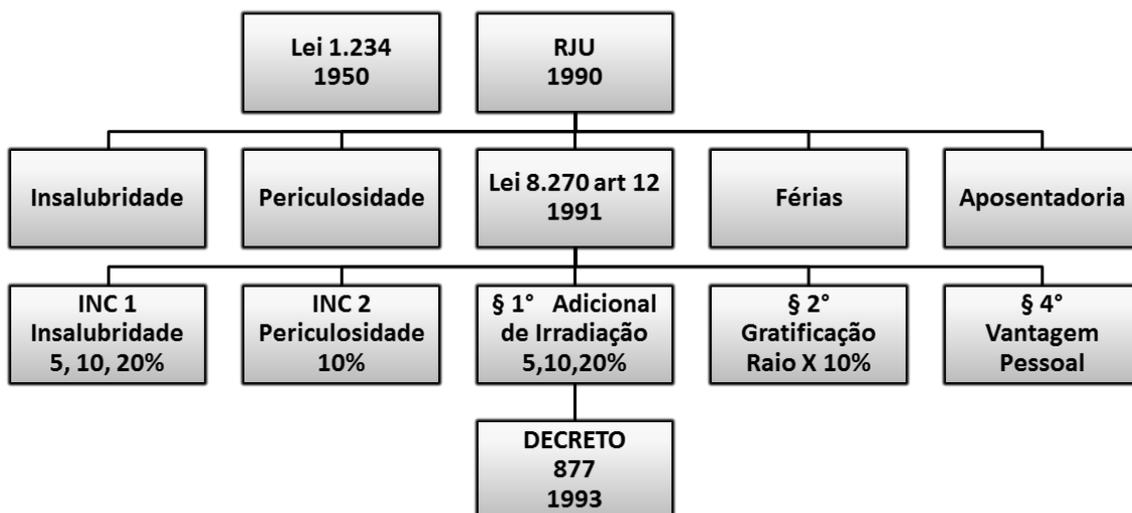



Figura B.1 - RJU e Legislação ´relativa às radiações ionizantes

Esta argumentação alinha-se com Gonçalez: "*para as radiações ionizantes são estabelecidas normas e disposições distintas e específicas*". E, logo abaixo, continua: "... as *disposições estabelecem duas vantagens distintas e não mutuamente exclusivas que são o adicional e a gratificação*". As questões atinentes à gratificação, adicional e vantagens decorrentes, cumulatividade e termo de opção foram suspensas mais adiante com o parecer SAF nº 404/94 [18], reconhecendo e instruindo aos interessados: "*A legislação específica não proíbe de forma expressa a acumulação da percepção das vantagens pretendidas ...*". Também sugere reexame dos enquadramentos feitos "*com vistas a determinar quem efetivamente opera com raios X*". Polêmicas à parte, percebe-se em sua totalidade que o artigo 12 dotou de certa complexidade a operação com radiações ionizantes ao firmar distinção entre trabalhadores a ela vinculados e servidores públicos envolvidos com outras atividades tidas como insalubres, perigosas ou penosas.

B.2.2. Compensações cumulativas na forma de gratificação e adicional

Pode-se considerar, por outro lado, a hipótese de que os legisladores, ignorando o princípio constitucional de irredutibilidade de vencimentos [19], pretendiam aglutinar em nova lei todas as vantagens, pecuniárias ou não, anteriormente usufruídas pelas diferentes categorias profissionais que, ora, estão abrigadas sob o manto do RJU. Sabe-se que, dependendo da origem celetista ou estatutária do servidor, existiam compensações diferenciadas de, por exemplo, 30% e 40%. Para simplificar, prevendo-se ainda a intenção de cumulatividade durante a elaboração da lei, tem-se uma pequena parte de servidores - comparada aos que antes eram beneficiados - que hoje fazem jus às duas vantagens, alcançando apenas 30% (10% + 20%). Isto significa, na prática, um aviltamento de vencimentos, para grande contingente de servidores, imposto pela lei 8.270 [24]. Sintomaticamente, esta hipótese torna-se provável, ao serem mantidos nos parágrafos 4º e 5º desse artigo a título de vantagem pessoal "*os valores referentes a adicionais e gratificações percebidos sob o mesmo fundamento*". Estranha particularidade é que esta vantagem pessoal, contrapondo-se ao que prescreve a lei, encontra-se "congelada" em

seu valor histórico. Como se nota, parece que os números percentuais 5, 10 e 20 não surgiram por acaso.

Enfim, cumpre destacar que os adicionais de insalubridade e de periculosidade não são acumuláveis. Isto vale tanto para os trabalhadores do universo celetista regidos pela NR16 como aqueles do RJU, segundo o artigo 68, parágrafo 1º, o que se adota na prática é a assinatura do termo de opção por um dos adicionais, cuja escolha é feita pelo interessado. Contudo, nada se pode afirmar sobre a cumulatividade entre o **adicional** de irradiação ionizante (que não é insalubridade) e a **gratificação** por atividade com raios X e substâncias radioativas (que não pode ser confundida com periculosidade). Esta discussão ainda não foi dirimida e atualmente encontra-se sob a apreciação judicial, no aguardo de sentença definitiva ***(sub judice*).**

B.2.2.1 Orientação SEGEP / MPOG Nº 6 e Laudo Técnico

Mais de 20 anos após a promulgação da Lei 8.270/91 e após revogações de outras instruções que tratavam do mesmo tema, o ministério do planejamento providenciou uma Orientação Normativa SEGEP/MPOG Nº 6 de 18 de março de 2013, dispondo sobre mais interpretações, regras e procedimentos acerca da aplicação desse adicional e da gratificação. Em seu artigo 4º, esta Orientação diz em uma livre interpretação que os adicionais e a gratificação "*…não se acumulam e são formas de compensação por risco à saúde dos trabalhadores, tendo caráter transitório, enquanto durar a exposição*." Esta versão torna-se vaga ao especular sobre o caráter efêmero da compensação, admitindo-a tão somente enquanto durar a exposição. No item I do artigo 8º, a Orientação do SEGEP redefine a exposição habitual, condicionando a concessão da gratificação a uma jornada de trabalho, a ser cumprida pelo servidor, por um período mínimo de 12 horas semanais, omitindo-se ao não considerar aspectos de proteção radiológica. Posta nestes termos, esta Orientação mais uma vez insiste na tentativa de anular a natureza inerente aos efeitos biológicos, imediatos e tardios, associados às exposições às radiações ionizantes e seu poder de provocar simultaneamente danos à saúde (insalubridade) e pôr em risco a vida humana (periculosidade), a depender da natureza e características do material radioativo ou da fonte emissora de radiação.

B.2.2.1.1 Necessidade de Laudo Técnico

Outra contradição reside no fato de que o SEGEP orienta conceder o **adicional** de irradiação ionizante para aquele IOE que exerce suas atribuições em área **controlada ou supervisionada**, enquanto que a **gratificação** por atividade com raios X ou substâncias radioativas poderá ser concedida ao servidor que venha exercer seus encargos somente em área **controlada**.

Uma novidade da Orientação SEGEP em relação ao Decreto 877 é direcionada para os servidores públicos que trabalham na área de radiologia diagnóstica, por exemplo, cujas práticas são regulamentadas por força de Portaria 453 da ANVISA. Portanto, não isentos de seguirem procedimentos de proteção radiológica conforme requisitos da Posição Regulatória 01 da Norma CNEN-NN-3.01. Até então diversos IOE estiveram privados de receberem quaisquer compensações.

Em todo caso, a concessão do adicional e/ou gratificação ao trabalhador considerado IOE, estabelecida em situações especificadas na legislação uma vez cumpridas as normas da CNEN, fundamenta-se em laudo técnico expedido por comissão interna constituída por médico do trabalho capacitado ou engenheiro de segurança, além de profissional da área de proteção radiológica.

Esta concessão é retirada com a eliminação das condições ou riscos que originaram a sua percepção.

B.3. RISCO POTENCIAL E O ADICIONAL DE IRRADIAÇÃO IONIZANTE

B.3.1. A concepção do Decreto 877/93

O decreto 877/93 tomou de empréstimo na portaria MTb 3.393/87 a concepção de risco potencial que, ao ter sido pela primeira vez citado em legislação, contemplou a periculosidade associada a exposição de trabalhadores à radiação ionizante. Nela, as radiações foram colocadas na mesma categoria de outros agentes ou substâncias que, em condições normais de uso, são inofensivos, porém, sucedendo situações anormais, põem em perigo a saúde humana, podendo provocar até a morte.

Não sendo noutra, senão nesta perspectiva de periculosidade, que a concepção de risco potencial foi tratada no decreto 877/93, ao levar em conta explicitamente a "*probabilidade de ocorrência de uma situação anormal, bem como as doses possíveis de serem recebidas como consequência da situação*". Ora, o conceito de natureza probabilística assim apresentado presta-se meramente para qualificar se uma área é ou não de risco em razão das propriedades do agente, pois não se encontra suficientemente definido ao ponto de garantir a existência de uma relação funcional do mesmo com os limites de dose estabelecidos em norma.

Ademais, sabe-se que estes limites [20] são formulados tendo em vista unicamente o trabalho com radiação ionizante em condições normais e estão associados a um nível de dose abaixo do qual não ocorre efeito biológico significativo e, acima, pode causar um dano equivalente à dose recebida pelo organismo (caráter insalubre). Não obstante a diferenciação conceitual existente entre insalubridade e periculosidade, o decreto 877/93 introduz percentuais gradativos de 5, 10 e 20, vinculando-os necessariamente, e ambiguamente, ao risco potencial das unidades envolvidas com radiação, conforme visualizado no Anexo A. Ou seja: tem-se uma situação imprevisível, podendo ocorrer um evento a qualquer momento, amarrada a parâmetros típicos de normalidade, como tempo de permanência na área e dose recebida anual. Mais adiante a dose anual é vagamente descrita no decreto como aquela "*cujo cálculo deve levar em conta a dose potencial*".

Para aumentar a dificuldade, o artigo 2º determina que a concessão do adicional deva ser feita de acordo com "laudo técnico" emitido por comissão interna específica em cada entidade, fato que não contribui para uniformizar a aplicação do decreto nos órgãos que lidam com radiações ionizantes. Assim, pouco esclarece sobre a extensão e frequência da gradação do risco em 5, 10 e 20%. Contudo, supõe-se que ao abranger todo o serviço público, não se deve esperar necessariamente, em cada unidade envolvida com radiação, por uma distribuição equitativa dos três percentuais arbitrados.

B.3.2. Modelos propostos

Na ausência de critérios objetivos que conectem os valores de dose anual obtida por um trabalhador à fração correspondente ao risco potencial que definirá o adicional, alguns postulados para avaliação das exposições potenciais têm sido sugeridos na literatura.

A avaliação de exposições potenciais, segundo Beninson [21], objetiva o planejamento ou decidir por medidas de proteção, apoiando-se em: (a) construção de cenários que representam eventos anormais; (b) avaliação de suas probabilidades de

ocorrência em função de falhas humanas ou técnicas; (c) avaliação da dose resultante; (d) comparação dos resultados com alguns critérios de aceitação. Em seguida, o autor exemplifica alguns cenários típicos, que compreendem exposições externas para fontes de radiação fixas e móveis: "entrada insegura" em uma área de radiação, como salas de irradiadores industriais, aceleradores, reatores; blindagens insuficientes ou inadvertidamente removidas; fontes afastadas do seu local apropriado; perdas ou furtos de fontes, acidentes durante o transporte. Também se consideram os acidentes decorrentes de problemas administrativos como perda de informação sobre o proprietário ou responsável, desinformação sobre a localização ou características da fonte, falta de controle e perda de contabilidade.

Em outro trabalho que propõe o cálculo do adicional devido à irradiação [17], a dose potencial é definida como a dose possível de ser acumulada por ano de trabalho na área de risco, e que pode ser decomposta em: (a) doses ocupacionais esperadas decorrentes de exposição à radiação e de incorporação de radionuclídeos em condições normais de operação; (b) doses decorrentes de uma atuação anormal (situação de emergência), levando-se em conta a probabilidade de ocorrência de tal evento. O risco potencial (R) foi estabelecido, assim, em termos de fração de dose:

$$R = (E_{operacional} + \Sigma\, p_i\, E_{acidente})/E_{efetiva}$$

em que,

$E_{operacional}$	dose efetiva esperada anual, nas condições operacionais da instalação, considerando-se as exposições externa e interna;
p_i	probabilidade de ocorrência do acidente;
$E_{acidente}$	dose efetiva média esperada para um servidor envolvido no acidente ($E_{acidente} \leq 1$ Sv);
$E_{efetiva}$	limite geral de dose efetiva fixada para trabalhadores e para o público (grupo crítico da população).

B.3.2.1. Risco operacional e risco em situação de emergência

Este critério assim postulado tratou o risco potencial como uma combinação linear de dois termos. Um, decorrente de um suposto risco operacional previsto no plano de proteção radiológica da instalação (condições normais) e o outro, de um risco para situação de emergência. Ambos definidos como uma função da dose. Outro postulado para cálculo de dose potencial devida às fontes de radiação existentes no ambiente de trabalho é o que define um modelo simplificado de exposição que possibilita construir um cenário [22]. Este modelo representaria um encadeamento de eventos não-usuais, desprezando-se sua probabilidade de ocorrência, e apenas considerando o cálculo da dose resultante que seria recebida pelo trabalhador para o caso de uma situação anormal. Os resultados dos cálculos de doses, consequentemente, serviriam de base para o enquadramento dos servidores em 5, 10 ou 20%.

Em resumo, a eleição de um modelo simplificado, como proposto, seria o caminho obviamente mais pragmático entre os três, pois, para os outros postulados exigia-se o conhecimento de todos os fatores complexos que concorrem em um evento emergencial, além de dados para se determinar a probabilidade de ocorrência do acidente.

Apesar disso, deve ser observado que os critérios acima propostos, embora estejam calcados em fundamentos teóricos sólidos, apresentam-se intrincados e difíceis de serem aproveitados na prática, de acordo com o que pede a legislação. O principal

obstáculo para disciplinar a concessão de vantagens ainda persiste: em nenhum deles foi *estabelecida uma relação direta de vínculo entre a dose anual (ou frações dela) assim calculada para cada servidor e os percentuais de radiação ionizante* a que os mesmos servidores, que estejam desempenhando efetivamente suas atividades em áreas sujeitas a riscos potenciais advindos das radiações, fariam jus.

Ainda que, para cada postulado, a situação de risco em ambientes reais seja reconhecida como contínua ou fixa, de um período para outro poderá haver variações nos valores atribuídos às doses, em virtude de variações nas condições geométricas de exposição, quais sejam: mudanças nos dispositivos de proteção, na localização das fontes de radiação, na otimização de procedimentos técnicos. Isto exigiria uma análise acurada e periódica da dose atribuída a cada servidor na área sujeita a riscos, ensejando como consequência mudanças na sua faixa de enquadramento arbitrada pela lei. Como o risco, em se tratando de vantagem pecuniária, depende também das ações e omissões dos trabalhadores, isto poderia induzi-los a buscar ou permanecer em uma faixa percentual "mais favorável", atitude que fere em cheio as recomendações básicas de proteção radiológica, refletidas no princípio ALARA, ao afirmar que:

> "*... independente do valor atribuído ao risco potencial, deve-se sempre buscar reduzir a exposição a valores tão baixos quanto exequíveis, observada a relação custo-benefício*" [23].

B.4. CRITÉRIOS E DISCUSSÕES

B.4.1. Adicional de irradiação ionizante

A compensação por riscos à saúde, para a situação dos trabalhadores do Serviço Público exercendo atividades em locais com presença de fontes de radiação ionizante, é citada no parágrafo 1º, artigo 12 da lei 8.270, baseando-se em percentuais de cinco (grau mínimo), dez (grau médio) e vinte (grau máximo), conforme disposto em regulamento através do decreto 877/93.

Embora não se encontre especificado como tal, o artigo 12 mantém o conceito implícito de insalubridade, identificada pela concessão dos percentuais em três diferentes graus e, em seguida, a associa ao risco potencial, em sua regulamentação. Assim, ao ser tratado como adicional de "insalubridade", tornou-se inconsistente com o conceito de risco potencial, visto que este, por ser essencialmente de natureza perigosa, não admite gradações. Configura-se numa condição dual de existência ou não de risco. Isto inviabilizou a definição de percentuais diferenciados aplicáveis aos "*servidores que estejam desempenhando suas atividades em áreas que possam resultar na exposição às radiações ionizantes*", conforme é estabelecido no artigo 1º do decreto 877.

Já o artigo 2º do mesmo decreto adianta que a concessão do adicional será feita de acordo com laudo técnico emitido por comissão interna específica em cada unidade, considerando-se normas do órgão técnico competente [25].

À frente, o artigo 5º institui que o adicional de irradiação ionizante seja concedido "de acordo com parâmetros fixados em Anexo Único, observado o constante do laudo técnico de que trata o artigo 2º". Em proporções reduzidas, poder-se-ia assegurar como condição necessária à sua aplicação que:

a. O adicional de irradiação alcance todos os trabalhadores no exercício de atividades profissionais dentro do hipotético raio de risco potencial, cuja área deve

ser considerada como instalação radiativa. E, como tal, regulamentada e sujeita a normas de proteção radiológica;

b. Seja delimitado um tempo para permanência na área em função da jornada semanal de trabalho; e
c. Seja estabelecida uma dose potencial por ano de trabalho na área de risco.

Estas três condições demandam a operação efetiva de planos de proteção radiológica na instalação, compatíveis com as exigências legais para segurança.

É certo que, quanto mais eficiente for o plano, menor expressão terá o componente potencial, diluído no conjunto da exposição ocupacional [24]. Sendo assim, a aplicação de percentuais diferenciados que justificariam a concessão torna-se impraticável quando vinculados ao risco potencial, a despeito de laudos técnicos inspirados em parâmetros fixados no Anexo Único. Ou seja, a uma natureza bipolar de existência ou não de riscos, não se pode inferir facilmente uma relação numérica por faixas que combine a dose potencial (a ser fixada em função do limite primário anual para trabalhadores ou indivíduos do público) e o tempo de permanência na área de risco potencial (fixado em função da jornada de trabalho).

Mesmo que se chegue a delimitar 3 faixas de dose possível de ser acumulada dentro da área associada ao risco indo, por exemplo, de 0,1 a 5,0, de 5,1 a 10,0 e de 10,1 a 20,0%, o enquadramento efetuado em razão do nível de exposição a que são submetidos os servidores ao permanecerem nas proximidades de dispositivos geradores de radiação caracterizaria apenas um dado momentâneo, estático da situação. Não estaria, assim, contemplado o caráter dinâmico da instalação, representado pela circulação de material radioativo e de pessoal nos diferentes setores que compõem o ambiente, o que implicaria em alterações na faixa de enquadramento. Também não se atribuiu a uma determinada comissão o encargo de zelar pela homogeneização de critérios, tendo-se em perspectiva o conjunto das unidades. Isto é, os mecanismos adotados para uma dada instalação não se constituem, objetivamente, critérios suficientemente válidos para todas as configurações similares.

B.4.1.1 Complicações administrativas para enquadramento

Ao se observar o artigo 4º do decreto, onde se trata de alteração nas condições técnicas ou de descaracterizações nas condições de que resultaram na concessão do adicional, tem-se uma ideia do tamanho das complicações administrativas relativas à sua aplicação. De outro lado, ao se adotar o sistema de zoneamento ou delimitação de áreas, baseando-se em normas [25], para estabelecer o percentual em cada caso, poderiam ser utilizadas as qualificações de áreas livre, supervisionada e controlada. Logo, ter-se-ia uma vinculação direta entre: o adicional de 5% e os servidores que desempenham suas atividades em áreas livres; 10% e os servidores com atividades nas áreas supervisionadas; e 20%, em área controlada. Tudo, com doses equivalentes efetivas anuais dentro dos limites estabelecidos para cada classificação, como também tempo mínimo de permanência na área de trabalho em função da jornada semanal, conforme termos constantes do Anexo Único.

Atentando-se para a definição de área restrita, entende-se genericamente que todas as áreas de trabalho que possuam fontes de radiação ionizante, não importando sua magnitude, por exemplo, substâncias radioativas ou equipamentos geradores de radiação, são tidas como tais. No entanto, ainda apoiado na norma que estipula para área restrita doses anuais acima de 1/50 do limite de dose para trabalhadores, torna-se muito difícil demonstrar - para cada trabalhador localizado em um ponto qualquer da instalação

radiativa, mesmo que não manipule ou se encontre afastado das fontes - que não existe uma probabilidade de ser exposto a doses anuais iguais ou abaixo de 1/50 do limite estipulado. Doses estas consideradas baixas, mas que em área livre ou restrita qualquer trabalhador pode estar sujeito. Ademais, as normas utilizam o conceito de doses equivalentes efetivas, enquanto o Anexo Único faz uso da dose potencial, embutida na dose anual acumulada que, por sua vez, deverá prever também possíveis incorporações de radionuclídeos pelo organismo do indivíduo.

Consequentemente, a partir da argumentação desenvolvida e tendo em conta os obstáculos de ordem técnica, legal e administrativa que impedem a aplicação eficaz e criteriosa do adicional de irradiação ionizante, deve-se optar pela

> "*...adoção de um único percentual, para o enquadramento daqueles servidores que exercem suas atividades dentro da área de risco da unidade, independentemente do cargo ou função*".

B.4.2. Gratificação por trabalho com raios X ou substâncias radioativas

Algumas vezes confundida com o adicional de periculosidade para trabalhadores do serviço público em geral, a gratificação por trabalho com raios X ou substâncias radioativas tem sua origem no artigo 12, parágrafo 2º, da lei 8.270. A gratificação será "*calculada com base no percentual de 10%*".

Ao contrário do adicional de irradiação, esta se apresenta com um critério direto e autoaplicável. Sendo assim, é distinguida ao trabalhador como uma espécie de compensação de função, não levando em conta o cálculo de dose potencial ou real. Entretanto, em parecer emitido [8], a origem e regulamentação desta gratificação é creditada ao decreto 81.384/78, alterado pelo decreto 84.106/79, onde é, segundo o referido parecer, concedida exclusivamente aos servidores pertencentes às categorias funcionais ali relacionadas e onde também é introduzida a expressão condicionante de tempo e espaço "*para operar direta e habitualmente com raios X ...*". Assim, ao ressuscitar um decreto anterior a lei 8.112/90, a iniciativa de disciplinamento da matéria pela antiga Secretaria de Administração Federal tenta retirar do parágrafo 2º, artigo 12 da 8.270 seu caráter de auto aplicabilidade, ao mesmo tempo que restringe sua concessão a algumas categorias funcionais existentes no passado, mas que, com o advento de planos de carreira setoriais previstos no RJU, extinguiram-se umas; outras ocupações tendem a ser substituídas, assumindo novas denominações.

Quando se procura uma sistemática que discipline o enquadramento, um estudo [17] sugere que se faça somente para àqueles servidores que desempenham atividades de caráter permanente e habitual em áreas de risco, uma vez que usam equipamentos de proteção individual, possuem a necessária habilitação e se submetem a exames médicos periodicamente. Outro estudo [18] julga suficiente a designação por portaria do dirigente da entidade, para operar as fontes de irradiação, acrescentando-lhes a exigência de permanecerem por um período mínimo de 12 horas semanais junto às mesmas.

B.4.2.1 Gratificação para IOE

Quanto à sistematização proposta no item anterior, algumas ponderações são inevitáveis. De início, estes estudos, em diversas ocasiões, tratam negligentemente área de risco ora como de acesso controlado, ora como de acesso restrito, em uma instalação. Daí permite-se resvalar para simplificações do tipo: "*a operação com substâncias radioativas ou raios X dar-se-á apenas em áreas de acesso controlado, o que*

tecnicamente é o mesmo que área de risco". Descuidando-se, contudo, ser corriqueira a manipulação de material radioativo em área supervisionada, igualmente contida na área restrita, segundo normas de proteção radiológica. Esta prática comum tem como alvo reduzir significativamente a dose, pois, evitando-se o acesso desnecessário de equipamentos, materiais ou mesmo de indivíduos às áreas controladas, as substâncias radioativas de interesse podem ser diretamente manipuladas em áreas supervisionadas.

Em seguida, quanto ao certificado de habilitação para se desenvolver atividades com raios X ou manipular substâncias radioativas, este é indispensável para a categoria *de Indivíduos Ocupacionalmente Expostos às radiações* (IOE), ou àqueles que vierem a ter acesso a áreas restritas. Relativamente à obrigatoriedade de trabalho habitual com raios X ou substâncias radioativas numa jornada *mínima* de 12 horas semanais, para se fazer jus à gratificação, esta condição temporal ao estimular exposições desnecessárias, compromete em cheio os serviços de higiene e segurança ocupacionais. A obsolescência contida na orientação, legada pelos regulamentos próprios à lei 1.234/50, colide com os preceitos universais de proteção radiológica, tendo como norte a vigência do princípio ALARA. Ressalte-se que a lei 1.234/50 previa apenas uma jornada *máxima* de 24 horas semanais junto às fontes, e não mínima.

Desse modo, é sugerido como critério geral para fundamentar o enquadramento de servidores que farão jus à gratificação por atividade

> "*seja creditada à categoria de indivíduos ocupacionalmente expostos às radiações* (IOE)*, no desempenho de suas funções em áreas restritas (não livres), evidentemente*";

e, não menos significativo,

> "*seja creditada àqueles que comprovem treinamento e habilitação, por órgão competente*".

B.4.3. Férias específicas

O aumento na frequência de férias (semestrais, ao invés de anuais) para quem opera direta e permanentemente com raios X e/ou substâncias radioativas em relação aos demais servidores não deve ser visto como um afastamento automático de natureza curativa, propagado pelo senso comum, em decorrência de distúrbios à saúde do trabalhador provocados pela exposição contínua às fontes de radiação. Se houver qualquer manifestação de efeitos biológicos desta ordem, o caso deverá ser entregue para as equipes especializadas de medicina do trabalho no sentido de adotarem as medidas convenientes.

Contrariamente, as férias específicas com periodicidade maior, juntamente com o controle e registro de dose pessoal, exames médicos periódicos, bem como outras providências para otimização de procedimentos, baseados na medição de radioatividade e avaliação de riscos, resultam num significativo aumento dos níveis de proteção nos ambientes de trabalho.

Um elaborado sistema de conceitos, princípios e técnicas, recomendados em publicação [20], possui a característica de atuar isoladamente ou em conjunto em favor do trabalhador, no intuito de evitar exposições contínuas. Porém, mesmo assim subsiste o denominado "estresse" ou tensão ocupacional como resíduo [26]. Este pode aqui ser livremente definido como efeito de natureza psicossomática que, não estando diretamente associado a exposições reais às radiações, desenvolve-se: naqueles locais onde os usos e

cuidados exigidos pela presença de substâncias radioativas ou materiais nucleares culminam numa série de esforços extenuantes empreendidos para se reduzir ou impedir a exposição; e em situações de acidente ou incidente, atribuído ao temor que a radiação venha ao longo do tempo causar um dano à saúde.

Esta situação se manifesta com mais intensidade em populações atingidas por acidente radioativo ou em indivíduos residentes em regiões circunvizinhas às instalações radiativas. Neste último caso, recebe a denominação de *tensão situacional*. Um quadro completo das causas e sintomas ainda depende da realização de mais pesquisas, porém sabe-se que, a depender do nível acumulado, a tensão ocupacional pode evoluir e provocar até o aparecimento de enfermidades que atualmente não estão relacionadas aos efeitos biológicos radioinduzidos, como doenças do aparelho digestivo, sistema nervoso e moléstias assemelhadas [27].

Assim, a legislação, ao fixar férias inacumuláveis de vinte dias por semestre, pretende recompensar o servidor exposto física e mentalmente a uma atividade extenuante. Em consequência, a lei 8.112/90, no seu artigo 79, estabelece especificamente que:

> "*o servidor que opera direta e permanentemente com raios X e/ou substâncias radioativas gozará de vinte dias consecutivos de férias por semestre de atividade profissional, proibida em qualquer hipótese a acumulação*".

A exemplo da gratificação, este artigo do RJU alcança uma determinada atividade profissional: quem opera dispositivos geradores de radiação ionizante ou manipula substâncias radioativas. Só que, diferentemente da outra, nesta são explicitamente enfatizadas as condicionantes genéricas de espaço e tempo (direta e permanentemente).

Contudo, a fundamentação levantada relativamente à gratificação aqui persiste, pois a presença de qualquer substância radioativa ou de equipamentos geradores de radiação no ambiente de trabalho caracteriza uma área restrita, vez que exigirá a adoção de mecanismos especiais de proteção. E, ainda, por força da norma, àqueles que vierem a ter acesso habitual ou operar em áreas restritas, só o fazem sendo classificados como trabalhadores sujeitos às radiações, em conformidade com o estabelecido pelo órgão técnico. Desse modo, sugere-se como critério geral para nortear a aplicação do artigo 79:

> "*O enquadramento dos servidores comprovadamente considerados trabalhadores sujeitos às radiações*".

B.4.4. Aposentadoria especial para IOE no serviço público

O direito à aposentadoria é assegurado no artigo 40, parágrafo 4º, item III da Constituição, contudo ainda não foi criada Lei específica no Congresso destinada à sua regulamentação, prejudicando o universo de servidores públicos que lidam com agentes nocivos à saúde ou em situações de risco potencial. O vácuo normativo só vai ser preenchido com a aprovação da referida Lei pelo Congresso Nacional.

Enquanto isto não acontecer, o servidor público, em qualquer esfera (municipal, estadual ou federal) da administração a qual pertença, pode ter o direito à contagem de tempo especial reconhecido, uma vez que em decisão recente, já transitada em julgado, o Supremo Tribunal Federal determinou que não existindo norma regulamentadora específica, deve ser adotado o que dispõem a Lei de Benefícios da Previdência Social e emenda constitucional nº. 20. Esta decisão se justifica, sobretudo porque ao se comparar os diferentes tipos de aposentadoria para CLT e RJU, pode-se observar que ambas

mantém similaridades com respeito, por exemplo, a: aposentadoria por invalidez; parâmetros de tempo de contribuição e idade.

B.4.4.1. Nova contagem

Esta decisão do STF pode beneficiar os servidores que exercem ou já exerceram suas atividades envolvendo fontes de radiação ionizante. A partir desta decisão, o IOE poderá ter o direito à percepção da aposentadoria especial, a contar o momento do exercício ininterrupto de 25 anos de serviço. Se caso o IOE tiver trabalhado de forma esporádica ou eventual, poderá contar os períodos em que se submeteu a estas condições, levando os acréscimos correspondentes para se somar ao tempo de trabalho comum, e com isso, seja cumprida a exigência de tempo de serviço mínimo para aposentar. Esta condição pode também gerar o direito à percepção do abono permanência (vulgo "pé-na-cova") ou à revisão do benefício de aposentadoria.

B.4.4.2. Requerimento

A fim de que o direito seja reivindicado junto aos órgãos da administração pública ou via judicial, torna-se necessário em primeiro lugar que o IOE entre com Requerimento Administrativo junto ao setor de Recursos Humanos.

Em caso de indeferimento ou mesmo omissão, deve-se ajuizar a causa de maneira que a administração seja obrigada a cumprir a decisão do Supremo. Representações de caráter coletivo podem ser conduzidas por sindicatos e associações de classe.

De todo modo, a comprovação da efetiva exposição do servidor em condições especiais de riscos devidos à presença de radiações ionizantes é feita mediante preenchimento de formulário próprio do setor de RH, cujas informações aí constantes subsidiarão o laudo técnico de condições ambientais do trabalho (LTCAT), o qual deve ser assinado por médico ou engenheiro do trabalho e profissional que atua em proteção radiológica. Este laudo é peça essencial para a concessão da aposentadoria.

B.4.4.3. Acidente de trabalho no RJU

Caracteriza-se como acidente de trabalho o "*dano físico ou mental sofrido pelo servidor, que se relacione, mediata ou imediatamente, com as atribuições do cargo exercido*". Os acidentes de trabalho são previstos na Lei 8.112/90, nos artigos 211 a 214. O servidor acidentado terá remuneração integral, abrangendo moléstia adquirida em decorrência da atividade laboral. A prova do acidente deverá ser levantada no prazo de 10 dias, "*prorrogável quando as circunstâncias exigirem*".

B.5. CONCLUSÕES

Como alternativa para superar as dificuldades de ordem administrativa e, sobretudo as debilidades de caráter legal, aqui abordadas, sugere-se:

- Aprimorar os parágrafos 1º e 2º do artigo 12 da lei 8.270, de modo que, ao considerar a natureza de duplo risco (à saúde e à vida) para as operações com radiações ionizantes, a legislação se aproxime da concepção geral de insalubridade e periculosidade;

- Homogeneizar a aplicação do decreto 877/93 em todas as unidades do serviço público que lidam com radiações ionizantes, constituindo-se, para tal, comitês de peritos com atuação autônoma. Estes comitês também se encarregariam de acompanhar o sistema de registro de doses e a realização de exames médicos periódicos dentre outros, inibindo-se, assim, possíveis transgressões aos critérios e normas;
- Regulamentar a aposentadoria específica para trabalhador sujeito às radiações no universo da previdência social;
- Estabelecer, enfim, vínculos entre o conjunto de leis voltadas para trabalhadores sob regime da CLT e sob o RJU, no exercício de atividades equivalentes.

Enquanto essa estrutura sugerida não se materializar, deve-se:

- Adotar percentual único concernente ao adicional de irradiação ionizante, para quem exerce atividades dentro da área de risco da instalação;
- Enquadrar em gratificação por atividade com raios X ou substâncias radioativas e em férias específicas somente àqueles que, por força de norma, sejam considerados trabalhadores sujeitos às radiações, desde que habilitados e no desempenho de funções em áreas restritas.

Tabela B1 - Definição de adicional de irradiação ionizante constante do Decreto 877/93.

<table>
<tr><th rowspan="2">UNIDADES ENVOLVIDAS COM</th><th colspan="2">RISCO POTENCIAL*</th><th rowspan="2">ADICIONAL</th></tr>
<tr><th>TEMPO DE PERMANÊNCIA NA ÁREA DE TRABALHO</th><th>LIMITE DE DOSE ANUAL** PARA O SERVIDOR</th></tr>
<tr><td rowspan="3">IRRADIAÇÃO IONIZANTE</td><td>Mínimo de 1/16 da carga horária semanal de trabalho</td><td>Mínimo de 1/10</td><td>20%</td></tr>
<tr><td>Menor que 1/16 da carga horária e maior de que 1/50*</td><td>Entre o valor para o grupo crítico do público e 1/10</td><td>10%</td></tr>
<tr><td colspan="2">EXERCÍCIO DE ATIVIDADES NO RAIO DE RISCO DE EXPOSIÇÃO</td><td>5%</td></tr>
<tr><td colspan="4">Todos os cálculos devem estar baseados em 2.000 horas de trabalho/ano civil.
*1/50 esteve relacionado à época em que o valor do limite máximo permissível pela CNEN era de 50 mSv por ano.</td></tr>
</table>

O valor limite para o grupo crítico do público é aquele especificado para indivíduos do público, obedecidas as Normas da CNEN:

* Risco Potencial: leva em conta a probabilidade de ocorrência de uma situação anormal, bem como as doses possíveis de serem recebidas como consequência da situação.

****** Dose Anual: dose de radiação recebida pelo indivíduo e acumulada durante 1 ano, cujo valor deve levar em conta a dose potencial.

B.6. GLOSSÁRIO DE TERMOS BÁSICOS UTILIZADOS EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA [25,27]

Adicional de Irradiação Ionizante

Vantagem pecuniária que a administração concede ao servidor em face da natureza peculiar da função ou em razão do tempo de exercício dentro da área de risco de uma instalação nuclear ou radiativa. Pode exigir conhecimento especializado ou um regime próprio de trabalho. É distinto de *Gratificação por Atividade*.

Área Livre

Área isenta de regras especiais de segurança, aonde as doses equivalentes efetivas anuais de radiação ionizante não ultrapassam o limite primário para indivíduos do público.

Área Restrita

Área sujeita a regras especiais de segurança, na qual as condições de exposição podem ocasionar doses equivalentes efetivas anuais de radiação ionizante superiores a 1/50 do limite primário para trabalhadores. É dividida em Área Supervisionada e Área Controlada, as quais as doses equivalentes são mantidas, respectivamente, inferiores a 3/10 e iguais ou superiores a 3/10 do limite primário para trabalhadores.

Atividade

Em uma amostra radioativa é a relação entre o número de desintegrações nucleares e o intervalo de tempo.

Blindagem

Material, geralmente composto de um elemento absorvedor de elevado número atômico, empregado para reduzir a intensidade da radiação.

Delimitação de Área

Controle das áreas de acordo com a sua classificação dentro do Plano de Proteção Radiológica. Para o caso de Área Restrita, esta deve estar claramente identificada, monitorada regularmente, sinalizada e acompanhada de instruções e procedimentos de emergência, as quais devem ser afixadas em locais visíveis.

Dose Absorvida

Razão entre a energia média depositada pela radiação ionizante na matéria e a massa do volume atingido.

Dose Efetiva

É a soma ponderada das doses equivalentes em todos os tecidos ou órgãos do corpo, igual à dose equivalente de corpo inteiro.

Dose Equivalente

É o produto da dose absorvida pelo fator de peso da radiação e serve para avaliar o possível efeito biológico induzido pela radiação.

Dosimetria das radiações Ionizantes

Sistemática de medição criteriosa relacionada às grandezas radiológicas para fins de controle, registro e proteção de IOE e pacientes submetidos às práticas que envolvam o uso de radiações ionizantes.

Dosímetro

Instrumento de medição que indica a taxa de exposição ou a dose de radiação absorvida que um IOE ou paciente foi submetido.

Efeitos Biológicos

Conjunto de danos nos tecidos ou órgãos provocados pela penetração e consequente absorção da radiação ionizante. Os efeitos radioinduzidos podem *ser determinísticos*, para os quais a probabilidade de ocorrência ou risco, e não sua severidade depende da dose recebida, sem limiar (cânceres e efeitos genéticos); e *não-estocásticos*, em

que a severidade do dano aumenta com a dose, e para os quais é possível estimar uma dose limiar(deficiências hematológicas, cataratas, infertilidades).

Emergência

Ocorrência de situações identificadas como anormais devido à perda de controle de fonte radioativa, as quais podem ocasionar danos ou exposições desnecessárias ao trabalhador, membro do público ou meio ambiente.

Equipamentos de Proteção Individual

Dispositivos ou meios utilizados nos locais de trabalho por uma pessoa para prevenir ou evitar possíveis riscos que possam afetar a sua saúde ou integridade física, durante o desenvolvimento de uma determinada atividade.

Equipamentos de Raios X

Dispositivos que empregam a radiação do tipo X para produzir imagem em emulsões fotográficas. Uma parte dos raios X atravessa o objeto, enquanto outros raios são parcialmente ou completamente absorvidos pelas partes mais opacas do alvo, de forma a se moldar uma sombra no filme.

Exposições Externas

São oriundas de fontes radioativas dispersas no ambiente. As radiações X, γ e nêutrons, por penetrarem com facilidade no tecido humano, constituem o maior perigo nesta exposição.

Exposições Potenciais

Exposições susceptíveis de se realizarem em presença das radiações ionizantes.

Fonte Radioativa

Aparelho ou material que emite ou é capaz de emitir radiação ionizante.

Gratificação por Atividade com Raios x ou Substâncias Radioativas

Vantagem pecuniária atribuída transitoriamente ao trabalhador que está prestando serviços comuns da função em condições anormais de salubridade ou de segurança, pondo em risco a própria vida ou a saúde. Exige habilitação e desempenho das atividades em *Área Restrita*.

Indivíduo do Público

Qualquer membro da população não exposto ocupacionalmente às radiações, inclusive àqueles ausentes das áreas restritas da instalação.

Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

O mesmo que Trabalhador Sujeito às Radiações, segundo a definição adotada na Norma da CNEN: “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica” - CNEN-NN-3.01 de 2011. Indivíduo que, em consequência do seu trabalho a serviço da instalação, possa vir a receber anualmente doses superiores aos limites primários para indivíduos do público.

Insalubridade

Qualidade inerente ao agente químico, físico ou biológico que pode causar danos à saúde. Relativamente às radiações ionizantes, está vinculada às manifestações nocivas tardias.

Instalação Radiativa

Instalação aonde o material radioativo ou nuclear é produzido, utilizado, manuseado, pesquisado, reprocessado, ou estocado em quantidades relevantes.

Irradiadores

Equipamentos que submetem uma determinada substância ou material à ação de um feixe de partículas ou radiações.

Isótopos

São nuclídeos com mesmo número de massa, mas com diferentes números de nêutrons.

Limite Máximo Permissível

Em se tratando de dose, é o valor acima do qual o efeito da radiação pode se tornar observável ou nocivo. Ao longo do tempo está havendo uma diminuição progressiva desses limites.

Limite Primário Anual

Limites básicos estabelecidos, em normas, para a dose equivalente anual em tecidos e órgãos, e para a dose equivalente efetiva anual.

Material Radioativo

Material que contém substâncias emissoras de radiação ionizante.

Modelo Matemático

Analogia descritiva usada para auxiliar a visualização de cenários, ou realização de estimativas, baseada em relações funcionais simples, dos fenômenos físicos que não podem ser direta ou facilmente observados.

Parâmetro

Medida de grandeza calculada a partir de todas as observações de uma população.

Periculosidade

Complexo de circunstâncias que indicam a possibilidade de um agente químico, físico ou biológico pôr em perigo à vida; qualidade ou estado do agente cuja atividade em uma instalação oferece risco potencial à vida. Está associada aos efeitos imediatos provocados por contaminações com, e/ou exposições às radiações ionizantes em condições não-usuais.

Plano de Proteção Radiológica

Documentos exigidos para fins de licenciamento de instalação, que estabelecem o sistema de proteção radiológica a ser implementado por serviços específicos e independentes em cada unidade, de acordo com a Norma CNEN-NN-3.01 "*Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*" publicada no D.O.U em 01/09/2011.

Postulado

Proposição não "provada" no sistema de uma teoria e da qual se deduzem, por regras de inferência, outras proposições.

Princípio ALARA

Preceitos para proteção radiológica, adotados internacionalmente, os quais recomendam serem mantidas as exposições em níveis tão baixos quanto exequíveis, respeitando-se as condições sócio-econômicas.

Proteção Radiológica

Legislação, regulamentação e procedimentos técnicos para proteger o meio ambiente, o público em geral, os pacientes e àqueles que trabalham em indústrias, usinas, mineradoras, clínicas, hospitais e laboratórios dos efeitos das radiações. Também se relaciona com as medidas tomadas para redução da exposição à radiação.

Radiação Ionizante

Qualquer partícula ou radiação eletromagnética que, ao interagir com a matéria, ioniza direta ou indiretamente seus átomos ou moléculas.

Radionuclídeo

Isótopo radioativo, ou radioisótopo.

Reatores Nucleares

Dispositivos nos quais uma reação de fissão nuclear em cadeia ocorre. Ou seja, neste processo um núcleo de combustível físsil absorve um nêutron e se fissiona, produzindo mais nêutrons que, de sua parte, ao serem absorvidos, provocam outras fissões, liberam mais nêutrons, produzindo energia. Os radionuclídeos ^{233}U, ^{235}U e ^{239}Pu são os mais empregados como combustíveis. No reator uma reação em cadeia é iniciada, mantida e controlada.

Risco Potencial

Condição de perigo virtual inerente às atividades com radiações ionizantes, existente como faculdade ou possibilidade mediante a sua prévia avaliação.

Substância Radioativa

Componente da matéria que emite radiação ionizante, podendo ser natural ou artificial.

Trabalhador Sujeito às Radiações

Antiga denominação para *IOE*. Indivíduo que, em consequência do seu trabalho a serviço da instalação, possa vir a receber anualmente doses superiores aos limites primários para indivíduos do público.

Vantagem Pessoal

Qualquer vantagem, na forma de adicional ou de gratificação que, uma vez consideradas extintas pela administração, foram substituídas por uma nova modalidade de compensação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] X-ray and Radium Protection, “Recommendations of the 2nd International Congress of Radiology, 1928”, Br. J. Radiol. 1, 359-363, 1928.

[2] Convenção Nº 115, Organização Internacional do Trabalho, “Proteção dos Trabalhadores Contra as Radiações Ionizantes”, Genebra, Junho de 1960.

[3] Lei Nº 1.234, de Novembro de 1950, “Confere Direitos e Vantagens a Servidores que Operam com Raios-X e Substâncias Radioativas”.

[4] Consolidação das Leis do Trabalho—CLT, Capítulo V, Seção XIII.

[5] Decreto Nº 62.151, de Janeiro de 1968, “Promulga Convenção Nº 115, da OIT”.

[6] Lei Nº 6.514, de Setembro de 1977, “Insalubridade e Periculosidade para os Trabalhadores Celetistas”.

[7] Portaria Ministério do Trabalho Nº 3.214, de Junho de 1978, “Insalubridade e Periculosidade na CLT”.

[8] Normas Regulamentadoras de Nº 15 e Nº 16, “Secretaria de Segurança e Medicina do Trabalho - SSMT/MTb”.

[9] Resolução CNEN-114/2011 “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica”, de 01 de setembro de 2011. Norma CNEN-NN-3.01.

[10] Portaria Nº 3.393, de Dezembro de 1987, “Adicional de Periculosidade para Radiações Ionizantes”.

[11] Lei 8.112, de Dezembro de 1990, “Regime Jurídico Único”.

[12] Artigo 12, Lei 8.270, de Dezembro de 1991, “Adicional de Irradiação Ionizante, Gratificação por Trabalhos com Raios-X ou Substâncias Radioativas, Vantagem Pessoal”.

[13] Decreto 877, de Julho de 1993, “Regulamenta Adicional de Irradiação Ionizante”.

[14] ASSEC/01 e 02/, “Avaliação das Associações de Servidores da CNEN sobre Aplicação de Adicional de Irradiação Ionizante”, Julho de 1993.

[15] Parecer Comissão Interna CNEN, de Novembro de 1993, “Constituída Portaria Nº 212, de Março de 1993".

[16] Parecer CNEN - PJU - 021/93, de Outubro de 1993.

[17] Gonçalez, O.L. e Rigolon, L.S., “O Trabalho com Radiação Ionizante no RJU, Segundo a Lei 8.270 e Respectiva Regulamentação”, III Congresso Geral de Energia Nuclear, Junho de 1994".

[18] Parecer CONJUR/SAF Nº 404, de Julho de 1994, “Sec. de Adm. Federal”.

[19] Parecer SINTRASEF - RJ, de Outubro de 1995, “Adicional de Periculosidade Transformado em Vantagem Pessoal: Redução Salarial”.

[20] ICRP Publication 60, de 1990.,"Recommendations of the International Commission on Radiological Protection”, Julho de 1993, Pergamon, Oxford.

[21] Beninson, D.,"Potential Exposures”, National Board for Nuclear Regulation. Argentina.

[22] ICRP Publication 64, de 1994, “Protection from Potential Exposures: A Conceptual Framework”, Pergamon, Oxford.

[23] ICRP Publication 26, de 1977, “Recommendations of ICRP” Pergamon, Oxford.

[24] Assec/ 03, de Dezembro de 1993, “Adicional de Irradiação Ionizante: Texto Complementar das Associações dos Servidores da CNEN”, Rio de Janeiro.

[25] Norma da CNEN: “Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica” - CNEN-NN-3.01 de 2011.

[26] Radioprotection - Aujourd’Hui et Demain - l’OCDE 1994.

[27] Tauhata L. et al. - “Radioproteção e Dosimetria: fundamentos” - Apostila do IRD/CNEN - Revisão de 2013, www.ird.gov.br - (Documentos, Material didático, Apostilas).

ANEXO C

DETERMINAÇÃO DE BLINDAGENS EM RADIOTERAPIA

Renato Di Prinzio e Alessandro Facure - CGMI/DRS/CNEN

C.1. CLASSIFICAÇÃO DE ÁREAS

Para fins de gerenciamento da proteção radiológica, os titulares devem classificar as áreas de trabalho com radiação ou material radioativo em áreas controladas, áreas supervisionadas ou áreas livres, conforme apropriado.

Uma área será classificada como **área controlada** quando medidas específicas de proteção e segurança forem necessárias para garantir que as exposições ocupacionais normais estejam em conformidade com os requisitos de otimização e limitação de dose, bem como prevenir ou reduzir a magnitude das exposições potenciais.

As áreas controladas devem ser limitadas fisicamente por paredes ou barreiras físicas e devem ser sinalizadas com o símbolo internacional de radiação ionizante, acompanhado de um texto que descreva o tipo de material, equipamento ou uso relacionado à radiação ionizante. O acesso às salas deve ser provido de intertravamento quando apropriado. No acesso à sala deve estar disponibilizado, procedimento de emergência escrito e visível, bem como telefone de emergência. Os indivíduos que utilizam essas áreas devem possuir monitoração individual.

Na prática da radioterapia as áreas controladas incluem:

- Salas de tratamento com feixes externos de radiação;
- Salas de tratamento com equipamentos de braquiterapia remota de alta taxa de dose;
- Salas de tratamento com fontes de braquiterapia de baixa taxa de dose;
- Todas as salas onde são armazenadas e manipuladas fontes radioativas.

Uma área será classificada como **área supervisionada** quando, embora não requeira a adoção de medidas específicas de segurança e proteção radiológica, devem ser feitas avaliações regulares das condições de exposições ocupacionais, com o objetivo de determinar se a classificação continua adequada. Essas áreas devem ser indicadas como tal, em seus acessos.

Na prática de radioterapia, uma área supervisionada pode incluir a região do comando dos equipamentos de radioterapia e as áreas ao redor de salas de tratamento ou ao redor de salas onde são armazenadas e manipuladas fontes radioativas.

Toda área que não seja controlada ou supervisionada é considerada como **área livre,** e deve ser mantida de maneira que as pessoas nela presentes recebam doses de radiação no mesmo nível de proteção de indivíduos do público.

C.2. MONITORAÇÃO DE ÁREAS

Devem ser elaborados programas de monitoração de área de forma que uma monitoração inicial seja conduzida imediatamente após a instalação de um equipamento

ou fonte de radiação e imediatamente após a substituição de um equipamento ou fonte de radiação. A monitoração inicial deve incluir a medição da radiação de fuga de equipamentos, quando pertinente, e a medição das áreas ocupadas ao redor de salas de irradiação.

Todos os instrumentos utilizados para monitoração de área devem ser calibrados, sendo a calibração rastreada à rede de metrologia das radiações ionizantes.

C.3. CÁLCULO DE BLINDAGEM EM INSTALAÇÕES DE RADIOTERAPIA

Os parâmetros tempo, distância e blindagem estão envolvidos no desenvolvimento de um projeto de blindagem que consiste, basicamente, de três passos:

1) Estabelecer um valor da dose de radiação (ver Cap. 5, 5.3.7) a ser obtido para a área ocupada.
2) Estimar o valor da dose de radiação na área ocupada, caso não houvesse blindagem.
3) Obter o fator de atenuação necessário para reduzir o valor da dose em (2) para o valor da dose de radiação em (1).

Ao se elaborar um projeto de blindagem em radioterapia deve-se buscar manter as áreas com maior ocupação de pessoas o mais longe possível de salas onde a prática é conduzida, e colocar ao redor dessas salas áreas com pouca ou nenhuma ocupação (e.g. teto com controle de acesso e corredores ao redor de salas de tratamento).

Na prática de radioterapia, as salas de tratamento devem ser dimensionadas de forma a facilitar o transporte de pacientes em macas, além de equipamentos (partes do irradiador), instrumentação de dosimetria e de serviços de limpeza. A construção da sala com um labirinto permitirá a redução de espessura de blindagem de portas, tanto para feixes de fótons como para nêutrons, evitando-se assim a necessidade de mecanismos elétricos ou hidráulicos para abertura e fechamento.

A construção de salas de tratamento pode ser de seis categorias: aceleradores lineares de partículas, irradiadores de ^{60}Co, aparelhos de raios X de ortovoltagem, aparelhos de raios X de diagnóstico, braquiterapia remota de alta taxa de dose e braquiterapia de baixa taxa de dose. O detalhamento de cálculo de blindagem para cada tipo de sala segue regras e convenções similares, embora cada tipo de sala necessite de requerimentos e restrições específicos. Se uma sala contém somente fontes de braquiterapia de baixa taxa de dose, que são, na maior parte do tempo, armazenadas em cofre blindado no interior da sala, é provável que não sejam necessários requisitos de blindagens, principalmente se forem previstos biombos móveis de chumbo a serem colocados ao redor da cama do paciente. As salas para equipamentos de teleterapia, raios X e braquiterapia de alta taxa de dose requerem blindagem especial para proteger os operadores, corpo clínico, pacientes e o público.

Exemplo

Como exemplo da metodologia do cálculo de barreiras, será apresentado juntamente com o texto deste anexo o cálculo das barreiras de uma sala de radioterapia onde funcionará um acelerador linear de elétrons produzindo dois feixes de fótons (raios X), com energias de 6 MeV de 15 MeV, e feixes de elétrons, com energias de 4, 6, 9, 12, 16 MeV. Os cálculos apresentados servem apenas como ilustração, para o cálculo de uma sala real deve ser consultada a bibliografia recomendada no final deste anexo. As figuras

esquemáticas da sala do irradiador utilizadas no exemplo foram gentilmente cedidas pela física Débora Maria Brandão Russo.

Esse acelerador será utilizado para tratamento de radioterapia em 3 dimensões (3D) e de intensidade modulada (IMRT). O acelerador possui um cabeçote com rotação de 360º em torno de um ponto (*isocentro*) que fica, em geral a 100 cm do alvo, colimadores independentes e colimadores secundários do tipo multilâminas, fornecendo o campo máximo de radiação primária de (40 x 40) cm² no isocentro. O *rendimento* (taxa de dose absorvida) no isocentro, no centro do campo, é de 800 $cGy.min^{-1}$. A radiação de fuga do cabeçote, atestada pelo fabricante, é de 0,1% do rendimento máximo no isocentro.

A sala de tratamento fica no andar térreo de uma instalação de radioterapia, sendo um lado vizinho a um estacionamento (barreira A), um lado ocupado por uma sala de espera (barreira B), um lado ocupado pelo comando do equipamento (barreira C) e um lado vizinho à outra sala de tratamento, onde estará operando outro acelerador (barreira D). Sobre o teto será projetado o sistema de refrigeração da instalação de radioterapia.

A localização da sala do acelerador e sua circunvizinhança são mostradas na figura 1. Nessa figura está apresentada a classificação das áreas da instalação.

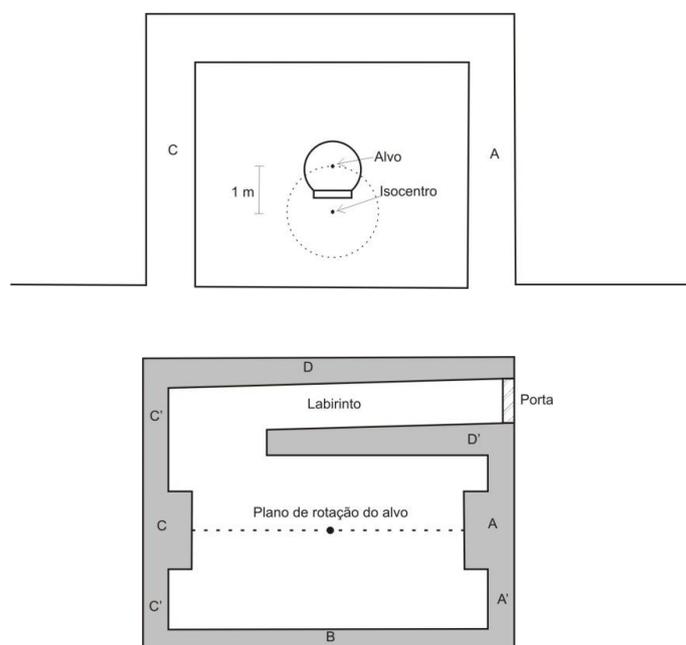



Figura C.1 - Esquema simplificado de uma sala de tratamento de radioterapia com um acelerador linear de elétrons. O equipamento pode girar em torno do isocentro, a 1 m do alvo (linha pontilhada). A figura superior mostra o corte da sala passando pelo cinturão primário (paredes A, C e teto). Na figura inferior é possível visualizar as barreiras secundárias A', B, C', D e D'.

C.3.1. Estabelecendo a dose de radiação semanal para a área ocupada

O estabelecimento da dose semanal ***H*** ($Sv.semana^{-1}$) numa área ocupada é feito a partir dos requisitos de otimização, com a condição de que as doses devidas a todas as fontes relevantes permanecerão abaixo dos limites de doses efetivas para as pessoas que ocuparão a área blindada. Para se estabelecer o limite de dose, deve-se, ainda:

- não considerar a atenuação do feixe pelo paciente;
- assumir a máxima radiação de fuga possível;

- superestimar a carga de trabalho e os fatores de uso e ocupação para a área;
- considerar que as necessidades de blindagens para os feixes de fótons suplantam as necessidades para feixes de elétrons; e
- considerar que as necessidades de blindagens para os feixes de fótons de maior energia suplantam as necessidades para os de menor energia (aceleradores duais).

Uma revisão crítica dos itens supramencionados deve ser realizada na elaboração de cada projeto, para se tomar uma decisão balanceada e evitar o acúmulo de medidas conservativas que poderão resultar em blindagens superdimensionadas.

O uso de um limite derivado de $H = 0{,}02\ mSv.semana^{-1}$ faria com que a área a ser blindada pudesse vir a ser considerada como livre, com ocupação permanente por membros do público. Em comparação com áreas controladas, as espessuras dessas barreiras seriam bem mais elevadas. Para áreas controladas, o limite derivado para restrição de dose é de $H = 0{,}4\ mSv.semana^{-1}$. As áreas projetadas para atender a esse limite são áreas ocupadas exclusivamente por trabalhadores como, por exemplo, a região do comando dos equipamentos.

Nos cálculos de blindagens em radioterapia, geralmente se considera que a dose de radiação calculada ou medida é uma aproximação conservativa da dose efetiva para um indivíduo naquele mesmo ponto.

C.3.2. Cálculo das doses de radiação na área ocupada, sem a blindagem

Em cálculos de blindagens, a seguinte terminologia é, em geral, empregada:

- Radiação primária: é a radiação emitida diretamente do equipamento usado nos tratamentos através da abertura do colimador, no caso de teleterapia, e da fonte de radiação, no caso de braquiterapia.
- Radiação espalhada: é a radiação produzida pelo espalhamento da radiação primária por diferentes materiais atingidos pelo feixe primário, como paciente, colimadores, acessórios diversos e o próprio ar.
- Radiação de fuga do cabeçote: é a radiação que escapa através do cabeçote de blindagem do equipamento (para aceleradores a radiação de fuga somente existe enquanto o feixe estiver ligado; para equipamentos com fontes incorporadas a radiação de fuga estará sempre presente).
- Carga de trabalho (*W*): definida como o rendimento do acelerador, determinado no ponto de máxima dose, a 1 m da fonte (usualmente o isocentro do equipamento), em $Gy.m^2.semana^{-1}$. A carga de trabalho pode ser determinada pela multiplicação do número de pacientes tratados por semana e a dose absorvida média administrada em cada tratamento, acrescida da dose absorvida total semanal, no isocentro, utilizada em outras irradiações (controle da qualidade, manutenção do equipamento e pesquisa).

Exemplo

A carga de trabalho total do acelerador será determinada a partir das cargas de trabalho de cada tipo de tratamento e dos testes de controle da qualidade e manutenção do acelerador. Para um cálculo conservativo pode-se assumir que o feixe utilizado é o de mais alta energia de fótons como, por exemplo, um feixe de 15 MeV. Nesse acelerador, serão tratados 40 pacientes por dia, durante 5 dias por semana com a técnica de radioterapia formatada tridimensional (3D), com uma média de 1,5 isocentros por

paciente. Cada paciente receberá a dose média de 2 Gy por isocentro. Nesse caso, a carga de trabalho clínica será dada por:

$$W_{3D} = 40 \times 5 \times 1{,}5 \times 2 = 600\,Gy.semana^{-1}$$

Também serão tratados 6 pacientes por dia, durante 5 dias por semana com a técnica de radioterapia com intensidade modulada (IMRT). Nesse tratamento, cada paciente receberá a dose média de 2 Gy por dia de tratamento. Assim, no exemplo tem-se que:

$$W_{IMRT} = 6 \times 5 \times 2 = 60\,Gy.semana^{-1}$$

Devido à acentuada colimação dos feixes e ao grande número de campos utilizados no tratamento em IMRT, a quantidade de unidades monitoras (UM) - semelhante ao tempo de irradiação de uma bomba de cobalto - necessária para fornecer uma dose absorvida na região tratada é muito maior do que seria necessária em um tratamento convencional para a mesma dose no paciente, o que aumenta consideravelmente o tempo de utilização do acelerador para esses procedimentos (*beam on*). Devido ao maior número de UM, a carga de trabalho devida à fuga de radiação do cabeçote, que é proporcional ao tempo de *beam on*, também é aumentada nesse tipo de tratamento. A razão entre o valor médio de UM por unidade de dose necessária em IMRT e em um tratamento convencional, é conhecida como *fator de IMRT* (C_I).

Para se obter o valor de C_I pode-se tomar uma amostra de casos de tratamentos utilizando a técnica de IMRT (NCRP, 2005) e determinar a quantidade média de unidades monitoras necessária para administrar a dose prescrita por fração, para cada caso "i". Calcula-se então a quantidade de unidades monitoras necessária para entregar a mesma dose a 10 cm de profundidade de um fantoma posicionado com sua superfície (campo de radiação *convencional* de 10 cm X 10 cm) no isocentro do acelerador. O valor de C_I é igual a razão entre a quantidade de unidades monitoras em IMRT e no campo de 10 cm X 10 cm. Os valores típicos de C_I variam entre 2 e 10 e, em geral, é adotado o valor de C_I = 5.

Para a realização de medições de controle da qualidade do feixe de radiação, será utilizado o valor recomendado de 100 $Gy.semana^{-1}$ para o feixe de fótons com energia de 15 MeV.

$$W_{CQ} = 100\,Gy.semana^{-1}$$

Então, a carga de trabalho total do acelerador é dada por:

$$W = W_{3D} + W_{IMRT} \times C_1 + W_{CQ} = 1.000\,Gy.semana^{-1} \quad (1)$$

C.3.3. Atenuação do feixe de radiação pela blindagem

A barreira primária, ou *cinturão primário*, é a parte das paredes, do piso e do teto da sala de tratamento que pode ser irradiada diretamente pelo feixe primário (Figura C.1)

As barreiras secundárias são todas as partes das paredes da sala de tratamento, teto e piso que não são atingidas diretamente pelo feixe primário. Essas barreiras fornecem blindagem contra as radiações espalhada e de fuga produzidas na sala de tratamento. Como, em geral, os equipamentos de tratamento são instalados no nível do solo, a

blindagem do piso nesses casos não leva em consideração, em seu cálculo, a contribuição para as radiações primária, espalhada e de fuga.

O **fator de uso** (*U*) para uma barreira em particular é a fração do tempo em que o feixe primário está direcionado para a barreira durante o funcionamento do equipamento. Para a barreira primária, a soma dos fatores de uso deve ser igual à unidade.

Na prática clínica os valores de *U* podem ser determinados a partir das direções preferenciais do feixe de tratamento, aumentando-se o valor de *U* para uma ou outra direção, como por exemplo, direcionado para o piso, ou para uma das paredes laterais. É comum a utilização do fator de uso com peso igual para as quatro direções, ou seja, 25% para cada uma das paredes laterais, teto e piso (NCRP, 2005). Outros valores podem ser adotados, a partir da prática clínica, onde se utiliza o percentual de tratamentos utilizados.

Para todas as barreiras secundárias *U* é sempre igual à unidade, pois a radiação secundária está presente sempre que houver feixe de radiação. Valores típicos de *U* são mostrados na Tabela C.1.

Tabela C.1 - Valores típicos para o fator de uso.

Barreira	U	
Primária	*	NCRP 151
Horizontal Esquerda (± 45º)	1/7	1/4
Horizontal Direita (± 45º)	1/7	1/4
Vertical para cima (± 45º)	2/7	1/4
Vertical para baixo (± 45º)	3/7	1/4
Secundária	1	

*Adotado em muitos serviços de radioterapia no Brasil

O **fator de ocupação** (*T*) é o parâmetro que leva em consideração a fração de tempo em que o individuo mais exposto está presente naquela região. Na prática, considera-se que a distância mínima de uma barreira onde estará presente um indivíduo é de 0,3 m. A Tabela C.2 mostra alguns fatores de ocupação sugeridos (NCRP, 2005) para o cálculo de blindagens.

Tabela C.2 - Valores sugeridos para o fator de ocupação (NCRP, 2005).

Local	T
Áreas integralmente ocupadas (sempre ocupadas por uma pessoa) *e.g.* escritórios, consultórios, salas de planejamento, enfermaria, recepção.	1
Sala de tratamento adjacente, sala de exame adjacente à sala de tratamento.	1/2
Corredores, sala de repouso ou banheiro de funcionários.	1/5
Portas de salas de tratamento.	1/8
Banheiros públicos, depósitos, sala de espera.	1/20
Áreas externas com passagem de pedestres ou veículos, estacionamento, escadas, elevadores (sem ascensorista).	1/40

Ao se usar um fator de ocupação baixo para uma região adjacente a uma sala de tratamento, deve-se ter o cuidado de considerar o uso futuro do local, pois poderá vir a ter um fator de ocupação maior, passando a ter maior importância na determinação da blindagem.

Os feixes de raios X e gama são atenuados de forma exponencial através dos materiais. A intensidade do feixe diminui a cada espessura de blindagem adicionada e, teoricamente, nunca se torna zero. Portanto, é necessário determinar o fator de transmissão (*B*) da barreira pelo qual se obtém o nível de dose desejado. Sem a blindagem, a taxa de dose a uma distancia *d* da fonte, no eixo central do feixe, é dada por:

$$\dot{D}_a = \frac{WUT}{d^2} \quad (2)$$

onde W é a carga de trabalho (Gy.sem^{-1}); U é o fator de uso; T é o fator de ocupação e d a distância (m). Após certa espessura de blindagem, a taxa de dose é reduzida pelo fator de transmissão (B) da barreira para:

$$\dot{D} = \frac{BWUT}{d^2} \quad (3)$$

onde B é sempre um valor menor que 1. B = 1 significa uma transmissão de 100%, ou seja, inexistência de blindagem. Esse valor de taxa de dose deve ser comparado com o limite de dose para a região em questão, e a barreira deve então ser aumentada ou diminuída de acordo com o resultado desejado.

C.3.4. Transmissão da radiação primária

C.3.4.1 Fator de transmissão da barreira primária

Pode-se estimar o valor de transmissão requerida para blindar um determinado ponto a ser protegido, dividindo-se o limite de dose permitido para aquele ponto pela dose estimada para aquela região, na ausência de blindagens. Assim, o fator de transmissão da barreira para a radiação primária é dado por:

$$B_{pri} \geq \frac{P}{\dot{D}} = \frac{P(d_{pri})^2}{WUT} \quad (4)$$

onde

B é o fator de transmissão da barreira primária;
P é o limite semanal de dose permitido (Sv.semana^{-1});
d_{pri} é a distância (m) entre a fonte de radiação e o ponto protegido (geralmente a 0,30 m da barreira);
W é a carga de trabalho (Gy.semana^{-1}) da fonte de radiação;
U é o fator de uso; e
T é o fator de ocupação.

Por exemplo, se o limite de dose para uma região adjacente à sala de tratamento é de 1 mSv.ano^{-1} e a dose estimada para aquele mesmo ponto é de 10 mSv.ano^{-1}, então é necessária uma blindagem que proporcione uma atenuação por um fator 10, ou seja, B = 0,1. A espessura da blindagem correspondente ao valor de B_{pri} determinado acima pode ser obtida utilizando-se curvas de atenuação.

A camada semi-redutora (*HVL*) e a camada deci-redutora (*TVL*) são as espessuras de material atenuador que reduzem a intensidade do feixe para 50% e 10% do valor original, respectivamente. Pode-se calcular o número de camadas deci-redutoras (N_{TVL}) do material de blindagem necessárias para atingir o nível de proteção desejado através da relação:

$$N_{TVL} = -\log_{10}(B) = \log(1/B) \quad (5)$$

A Tabela C.3 apresenta propriedades de alguns dos materiais mais utilizados para construção de blindagens primária e secundária. A Tabela C.4 apresenta os valores da primeira camada deci-redutora (TVL1) e das subsequentes (TVL2) ou de equilíbrio (NCRP, 1977) para concreto, aço e chumbo para algumas energias de feixes de radiação. Alguns dados para valores de camadas deci-redutoras para concretos de alta densidade também estão disponíveis na literatura (Facure e Silva, 2007). A espessura da barreira pode ser dada por:

$$S = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 \tag{6}$$

Tabela C.3 - Propriedades de materiais usados em blindagem (Profio, 1979).

Propriedades	Concreto Comum	Concreto Pesado	Chumbo	Aço	Polietileno
Densidade (g.cm^{-3})	2,2 – 2,4	3,7 – 4,8	11,35	7,87	0,95
Número atômico efetivo	11	~ 26	82	26	5,5
Concentração de hidrogênio* 10^{22} átomos cm^{-3}	0,8 – 2,4	0,8 – 2,4	0	0	0
Ativação por nêutrons	Pequena	Grande	(*)	Moderado	Nulo
Custo relativo (concreto comum = 1)	1	6	20	2	20

(*) O grau de ativação dependerá primariamente das impurezas no chumbo.

Tabela C.4 - Camadas deci-redutoras para concreto, aço e chumbo com as densidades médias dadas na Tabela C.3 (NCRP, 2005).

Energia do feixe (MeV)	Material da blindagem	TVL_1 (m)	TVL_2 (m)
6	Concreto Aço Chumbo	0,37 0,10 0,057	0,33 0,10 0,057
10	Concreto Aço Chumbo	0,41 0,11 0,057	0,37 0,10 0,057
15	Concreto Aço Chumbo	0,44 0,11 0,057	0,41 0,11 0,057
18	Concreto Aço Chumbo	0,45 0,11 0,057	0,43 0,11 0,057
20	Concreto Aço Chumbo	0,46 0,11 0,057	0,44 0,11 0,057
25	Concreto Aço Chumbo	0,49 0,11 0,057	0,46 0,11 0,057
Co-60	Concreto Aço Chumbo	0,21 0,07 0,04	0,21 0,07 0,04

C.3.4.2. Largura da barreira primária

Para determinar a largura da barreira primária deve-se determinar o ângulo de abertura do feixe primário, a fim de que a blindagem para a radiação espalhada da barreira primária para a secundária seja adequadamente projetada. Na prática, a largura apropriada

da barreira, x (m), é obtida utilizando-se o maior tamanho de campo de radiação na distância de isocentro do acelerador, com os colimadores rotacionados em 45º, acrescentando-se, por segurança, 0,3 m de cada lado. Para o parâmetro x, geralmente adota-se o valor de 40 cm. Como a maioria dos aceleradores possui campo de radiação máximo de (40 x 40) cm² no isocentro de 100 cm, o semi-ângulo da abertura do feixe é de aproximadamente 14º. Dessa forma, a largura de uma barreira, L_C (m), posicionada a uma distância d_{pri} (m) entre a fonte de radiação e o ponto protegido, será dada por:

$$L_C = (x \cdot \sqrt{2}) \cdot d_{pri} + 0{,}6 = 0{,}566 \cdot d_{pri} + 0{,}6 \qquad (7)$$

Se a protuberância da barreira for construída para o interior da sala, o valor d_{pri} é tomado desde a face interna da barreira secundária (Figura C.2a). Se a protuberância da barreira for construída no lado externo da sala, o valor d_{pri} é tomado desde a face externa da barreira secundária (Figura C.2b).

Como, em geral, as alturas das salas são muito menores do que as distâncias entre as paredes, a largura da barreira primária do teto é consideravelmente menor do que o valor determinado para as paredes. Porém, para facilitar a construção, sem a necessidade de um arranjo estrutural complexo, em geral, utiliza-se a maior largura determinada para todas as barreiras primárias.

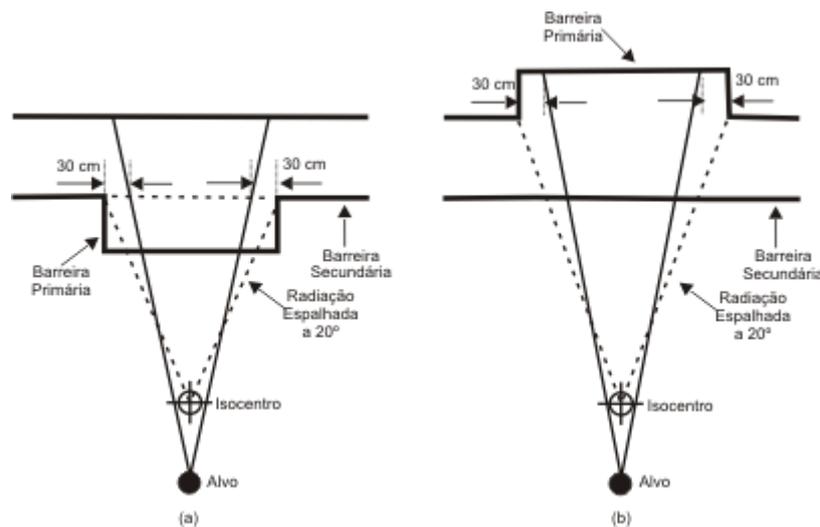



Figura C.2 – Largura da barreira primária quando a protuberância é construída no lado interno da sala (a) e no lado externo da sala (b) de tratamento (NCRP, 2005).

Exemplo de cálculo de barreiras

A sala que abrigará o acelerador será construída utilizando-se concreto usinado convencional com densidade de 2,35 g.cm^{-3}. Para esse material, as camadas deci-redutoras para feixes de fótons com energia de 15 MeV, apresentadas na tabela 4, são TVL_1 = 44,0 cm e TVL_2 = 41,0 cm.

A Figura C.3 mostra um esquema da sala do acelerador que será utilizada para a determinação da barreira primária (cinturão) do feixe de radiação.

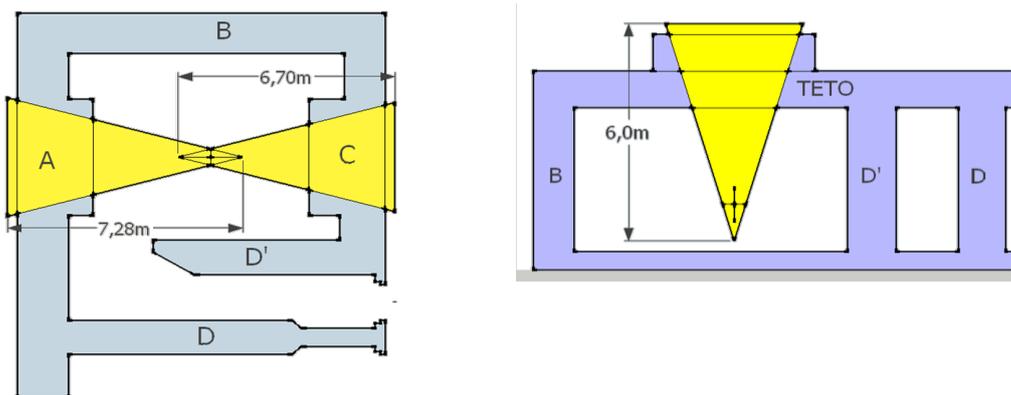



Figura C.3 - Esquema da sala onde está instalado o acelerador do exemplo, mostrando os pontos utilizados para o cálculo da espessura da barreira primária (cinturão). Note-se que os pontos calculados situam-se a 0,3 m da parede.

a) Barreira primária - A

O ponto A delimita-se com um estacionamento que tem acesso de membros do público (área livre). Nesse ponto o fator de uso é igual a 1/4 e o fator de ocupação, conforme a Tabela C.2, é 1/40. Assim, o fator de transmissão da blindagem para atenuar o feixe de fótons com energia de 15 MeV, é determinado por:

$$B_A = \frac{P(d_{pri})^2}{WUT} = \frac{2.10^{-5} \cdot (7{,}28)^2}{1000 \cdot (1/4) \cdot (1/40)} = 1{,}7 \cdot 10^{-4}$$

O número de camadas deci-redutoras é dado pela equação:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(1{,}7 \cdot 10^{-4}) = 3{,}8$$

A espessura da barreira é determinada pela equação:

$$S = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TLT_2 = 0{,}44 + (3{,}8 - 1) \cdot 0{,}41 = 1{,}58 \cong 1{,}6m$$

A largura do cinturão para este ponto é dada por:

$$L_C = 0{,}566 \cdot d_{pri} + 0{,}6$$
$$= (0{,}566 \cdot 7{,}3) + 0{,}6 \approx 4{,}8 \text{ m}$$

b) Barreira primária - C

No ponto C encontra-se o painel de comando do acelerador, sendo considerada uma área controlada ocupada por indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE). Para esse ponto, o fator de uso é igual a 1/4 e o fator de ocupação, de acordo com a Tabela C.2, é igual a 1. Assim, o fator de transmissão da blindagem para atenuar o feixe de fótons com energia de 15 MeV, é determinado por:

$$B_C = \frac{P(d_{pri})^2}{WUT} = \frac{4.10^{-4} \cdot (6{,}7)^2}{1000 \cdot (1/4) \cdot (1)} = 7{,}18 \cdot 10^{-5}$$

O número de camadas deci-redutoras é:

$$N_{TVT} = -\log(B) = -\log(7{,}18 \cdot 10^{-5}) = 4{,}14$$

A espessura da barreira é dada por:

$$S = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 = 0{,}44 + (4{,}14 - 1) \cdot 0{,}41 = 1{,}73 \cong 1{,}8m$$

A largura do cinturão para este ponto é dada por:

$$L_C = 0{,}566 \cdot d_{pri} + 0{,}6$$
$$= (0{,}566 \cdot 6{,}7) + 0{,}6 \approx 4{,}4 \text{ m}$$

c) Barreira primária - Teto

Sobre o teto da sala serão instalados equipamentos de refrigeração da instalação e, assim, esse ponto fica em uma área livre com acesso de membros do público que formam a equipe de manutenção da máquina e dos seus suplementos. Para esse ponto, o fator de uso é igual a 1/4 e o fator de ocupação, de acordo com a Tabela C.2, é igual a 1/40. Assim, o fator de transmissão da blindagem para atenuar o feixe de fótons com energia de 15 MeV, é determinad0 pela equação:

$$B_C = \frac{P(d_{pri})^2}{WUT} = \frac{2.10^{-5} \cdot (6{,}0)^2}{1000 \cdot (1/4) \cdot (1/40)} = 1{,}15 \cdot 10^{-4}$$

O número de camadas deci-redutoras é dado pela equação:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(1{,}15 \cdot 10^{-4}) = 3{,}94$$

A espessura da barreira é determinada pela equação:

$$S = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 = 0{,}44 + (3{,}94 - 1) \cdot 0{,}41 = 1{,}64 \cong 1{,}7m$$

A largura do cinturão para este ponto é dada por:

$$L_C = 0{,}566 \cdot d_{pri} + 0{,}6$$
$$= (0{,}566 \cdot 6{,}0) + 0{,}6 \approx 4{,}0 \text{ m}$$

C.3.5. Transmissão da radiação espalhada – Barreiras secundárias

No caso de barreira secundária deve-se considerar a radiação espalhada pelo paciente, pelas paredes e pela radiação de fuga do cabeçote do equipamento (Figura C.4).

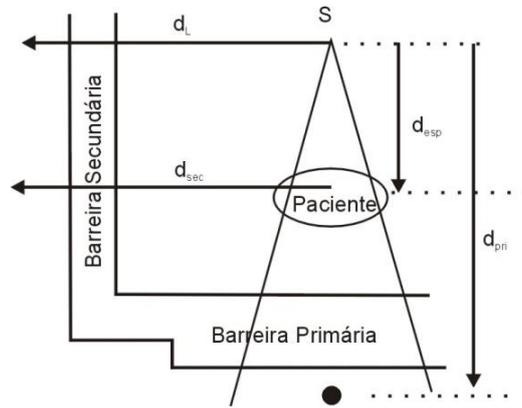



Figura C.4 - Distâncias utilizadas para se determinar as barreiras secundárias (NCRP, 2005).

O fator de transmissão devido à radiação espalhada pelo paciente (B_P) é dado pela expressão:

$$B_P = \frac{P}{aWT}(d_{\sec})^2(d_{esp})^2\,\frac{400}{F} \tag{8}$$

onde

P é o limite semanal de dose permitido (Sv.semana^{-1});
d_{sec} é a distância (m) entre a superfície espalhadora e ponto protegido;
d_{esp} é a distância (m) entre o alvo do equipamento e o paciente;
a é a fração de espalhamento, definida como a razão entre a radiação espalhada a um metro do objeto espalhador e a radiação primária a um metro do alvo do equipamento (Tabela C.5);
F é o tamanho de campo de tratamento (cm²) no paciente; e
400 tamanho de campo (20 x 20) cm² usado para normalizar os fatores de transmissão para espalhamento.

Na ausência de curvas de transmissão para o feixe espalhado em questão consideram-se as seguintes aproximações conservativas:

- Feixes com energia menor do que 0,5 MeV: igual ao feixe incidente,
- Feixes com energia até 10 MeV: usar 0,5 MeV para reflexão de 90º.

O fator de transmissão devido à fuga pelo cabeçote do equipamento (B_L) é dado pela expressão:

$$B_L = \frac{P}{10^{-3}\cdot WT}(d_L)^2 \tag{9}$$

onde d_L é a distância (m) entre o isocentro do equipamento e o ponto protegido. O fator 10^{-3} representa a atenuação do feixe primário, ou redução da carga de trabalho, pelo cabeçote do acelerador, conforme estabelecido pelos principais fabricantes.

Quando a diferença entre as espessuras requeridas para as barreiras secundárias devido à radiação espalhada e de fuga do cabeçote, for menor que 1 TVL, (i.e. como se o

espaço em questão fosse ocupado por duas fontes de intensidades aproximadamente iguais), a adição de uma camada semirredutora ao maior valor fornece uma avaliação conservativa. Caso os dois valores difiram por mais de uma camada deci-redutora, a maior espessura deve ser utilizada. Em casos intermediários, pode ser necessário calcular a transmissão considerando a soma das contribuições para os dois feixes.

Exemplo

A espessura da blindagem secundária é obtida a partir dos fatores de transmissão para a radiação espalhada pelo paciente e a radiação de fuga do cabeçote. Nos dois casos utilizam-se os pontos nos quais a distância do isocentro e a região localizada a 0,3 metros fora da parede de interesse, sem passar pela barreira primária, seja a menor possível (Figura C.5).

Tabela C.5 - Fator de espalhamento (**a**) a 1 m de um fantoma com dimensões humanas, distância alvo-superfície de 1 m e tamanho de campo de 400 cm² (McGinley, 2002; Taylor et al., 1999).

Ângulo (º)	**Fração de espalhamento (a)**			
	6 MeV	**10 MeV**	**18 MeV**	**24 MeV**
10	$1{,}04 \times 10^{-2}$	$1{,}66 \times 10^{-2}$	$1{,}42 \times 10^{-2}$	$1{,}78 \times 10^{-2}$
20	$6{,}73 \times 10^{-3}$	$5{,}79 \times 10^{-3}$	$5{,}39 \times 10^{-3}$	$6{,}32 \times 10^{-3}$
30	$2{,}77 \times 10^{-3}$	$3{,}18 \times 10^{-3}$	$2{,}53 \times 10^{-3}$	$2{,}74 \times 10^{-3}$
45	$1{,}39 \times 10^{-3}$	$1{,}35 \times 10^{-3}$	$8{,}64 \times 10^{-3}$	$8{,}30 \times 10^{-3}$
60	$8{,}24 \times 10^{-4}$	$7{,}46 \times 10^{-4}$	$4{,}24 \times 10^{-4}$	$3{,}86 \times 10^{-4}$
90	$4{,}26 \times 10^{-4}$	$3{,}81 \times 10^{-4}$	$1{,}89 \times 10^{-4}$	$1{,}74 \times 10^{-4}$
135	$3{,}00 \times 10^{-4}$	$3{,}02 \times 10^{-4}$	$1{,}24 \times 10^{-4}$	$1{,}20 \times 10^{-4}$
150	$2{,}87 \times 10^{-4}$	$2{,}74 \times 10^{-4}$	$1{,}20 \times 10^{-4}$	$1{,}13 \times 10^{-4}$

a) Barreira secundária - A

Como citado anteriormente, a região protegida pela barreira A possui fator de ocupação de 1/40. O fator de espalhamento **a**, para a radiação espalhada a 90º a 1 m, é obtido por interpolação dos dados da Tabela C.5. Portanto, o fator de transmissão da parede A é dado por:

$$B_P = \frac{P}{aWT}(d_{\sec})^2(d_{esp})^2\,\frac{400}{F} = \frac{2\cdot 10^{-5}}{2{,}61\cdot 10^{-4}\cdot 1000\cdot (1/40)}(1)^2\cdot(7{,}17)^2\cdot\frac{400}{1600} = 0{,}0394$$

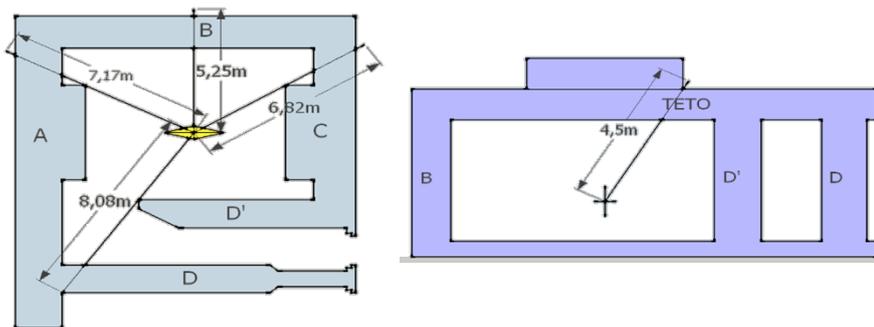



Figura C.5 - Esquema da sala onde está instalado o acelerador do exemplo, mostrando os pontos utilizados para o cálculo das espessuras das barreiras secundárias. Note-se que os pontos calculados situam-se a 0,3 m da parede.

O número de camadas deci-redutoras é dado por:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(3{,}94 \cdot 10^{-2}) = 1{,}4$$

As camadas deci-redutoras, TVL_1 e TVL_2, em concreto para a radiação espalhada a 90º, apresentadas na Tabela C.6, são iguais a 18 cm e, assim, a espessura da barreira secundária A será:

$$S_{esp} = N_{TVL} \cdot TVL_1 = 1{,}4 \cdot 0{,}18 = 0{,}25\, m$$

Tabela C.6 - Camada deci-redutora em concreto para radiação espalhada pelo paciente em vários ângulos (NCRP, 2005).

Ângulo de espalhamento (º)	TVL (m)					
	Co-60	6 MeV	10 MeV	15 MeV	18 MeV	20 MeV
15	0,22	0,34	0,39	0,42	0,44	0,46
30	0,21	0,26	0,28	0,31	0,32	0,33
45	0,20	0,23	0,25	0,26	0,27	0,27
60	0,19	0,21	0,22	0,23	0,23	0,24
90	0,15	0,17	0,18	0,18	0,19	0,19
135	0,13	0,15	0,15	0,15	0,15	0,15

Para a fuga de radiação pelo cabeçote, o fator de transmissão da barreira A é dado por:

$$B_L = \frac{P}{0{,}001 \cdot WT}(d_{\text{sec}})^2 = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{0{,}001 \cdot 1000 \cdot (1/40)}(7{,}17)^2 = 0{,}0411$$

O número de camadas deci-redutoras é:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(4{,}04 \cdot 10^{-2}) = 1{,}4$$

A espessura da barreira secundária, devida à fuga no cabeçote, pode ser determinada utilizando os valores de TVL_1 e TVL_2 apresentados na Tabela C.7.

Tabela C.7 - Valores sugeridos para camada deci-redutora em concreto para radiação de fuga (NCRP, 2005).

Energia (MeV)	TVL_1 (m)	TVL_2 (m)
6	0,34	0,29
10	0,35	0,31
15	0,36	0,33
18	0,36	0,34
20	0,36	0,34
25	0,37	0,35
Co-60	0,21	0,21

Valores baseados em adaptação conservativa de valores publicados para 90º.

Então,

$$S_L = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 = 0{,}36 + (1{,}4 - 1) \cdot 0{,}33 = 0{,}49\,cm$$

A diferença entre as espessuras da barreira secundária para espalhamento e fuga do cabeçote é:

$$\Delta S = S_L - S_{esp} = 0{,}49 - 0{,}25 = 0{,}24\,m$$

Como essa diferença é menor do que o valor de um TVL deve-se acrescentar a espessura de um HVL na maior espessura obtida. Assim, desde que o valor de uma camada semirredutora para fuga no cabeçote é dado por:

$$HVL = TVL \cdot \log(2) = 0{,}36.0{,}301 = 0{,}11\,cm$$

a espessura da barreira secundária para a parede A é dada por:

$$S_A = 0{,}49 + 0{,}11 = 0{,}6\,m$$

b) Barreira secundária - B

A parede B delimita a sala de tratamento com a sala de espera de pacientes. Essa é uma área livre com fator de ocupação igual a 1 e o valor de **a** para a radiação espalhada a 90º a 1 m é interpolado a partir dos dados da Tabela C.5. Dessa forma, o fator de transmissão da parede B é determinado por:

$$B = \frac{P}{aWT}(d_{\sec})^2 (d_{esp})^2 \frac{400}{F} = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{2{,}61 \cdot 10^{-4} \cdot 1000 \cdot (1)}(1)^2 \cdot (5{,}25)^2 \cdot \frac{400}{1600} = 0{,}00053$$

O número de camadas deci-redutoras é dado por:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(5{,}28 \cdot 10^{-4}) = 2{,}30$$

As camadas deci-redutoras, TVL_1 e TVL_2, em concreto para a radiação espalhada a 90º,

dadas na Tabela C.6, são iguais a 18 cm e a espessura da barreira secundária C é:

$$S_{esp} = N_{TVL} \cdot TVL_1 = 2{,}30 \cdot 0{,}18 \cong 0{,}4\,m$$

Para essa barreira, o fator de transmissão devido à fuga de radiação pelo cabeçote é dado por:

$$B_L = \frac{P}{0{,}001 \cdot WT}(d_{\sec})^2 = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{0{,}001 \cdot 1000 \cdot (1)}(5{,}25)^2 = 0{,}000551$$

O número de camadas deci-redutoras é dado por:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(5{,}51 \cdot 10^{-4}) = 3{,}26$$

A espessura da barreira secundária devida à fuga no cabeçote pode ser determinada utilizando os valores de TVL_1 e TVL_2 dados na Tabela C.7. Assim:

$$S_L = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 = 0{,}36 + (3{,}26 - 1) \cdot 0{,}33 = 1{,}11 \cong 1{,}2\,m$$

A diferença entre as espessuras da barreira secundária para espalhamento e fuga do cabeçote é:

$$\Delta S = S_L - S_{esp} = 1{,}20 - 0{,}4 = 0{,}8\,m$$

Como essa diferença é maior do que valor do TVL para a fuga do cabeçote adota-se como espessura da blindagem secundária o maior valor encontrado, que é devido à fuga do cabeçote, de 1,2 m.

c) Barreira secundária - D

A parede D delimita a sala de tratamento e a sala onde está instalado outro irradiador. Os pacientes tratados na outra sala são membros do público, para qualquer irradiação existente na sala que se está calculando. Assim, essa parede delimita uma área livre com fator de ocupação igual a 1/2, conforme a Tabela C.2. Como determinado anteriormente, o valor de **a** para a radiação espalhada a 90º a 1 m é interpolado a partir dos dados da Tabela C.5. Portanto, o fator de transmissão da parede D é:

$$B = \frac{P}{aWT}(d_{\sec})^2 (d_{esp})^2 \frac{400}{F} = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{2{,}61 \cdot 10^{-4} \cdot 1000 \cdot (1/2)}(1)^2 \cdot (8{,}08)^2 \cdot \frac{400}{1600} = 0{,}00250$$

O número de camadas deci-redutoras é dado por:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(2{,}50 \cdot 10^{-3}) = 2{,}60$$

As camadas deci-redutoras, TVL_1 e TVL_2, em concreto para a radiação espalhada a 90º, dadas na Tabela C.6, são iguais a 18 cm e a espessura da barreira secundária C é:

$$S_{esp} = N_{TVL} \cdot TVL_1 = 2{,}60 \cdot 0{,}18 \cong 0{,}5m$$

Para essa barreira, o fator de transmissão devido à fuga de radiação pelo cabeçote é dado por:

$$B_L = \frac{P}{0{,}001 \cdot WT}(d_{\sec})^2 = \frac{2 \cdot 10^{-5}}{0{,}001 \cdot 1000 \cdot (1/2)}(8{,}08)^2 = 0{,}0026$$

O número de camadas deci-redutoras é dado por:

$$N_{TVL} = -\log(B) = -\log(2{,}6 \cdot 10^{-3}) = 2{,}58$$

A espessura da barreira secundária devida à fuga no cabeçote pode ser determinada utilizando os valores de TVL_1 e TVL_2 dados na Tabela C.7. Assim:

$$S_L = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 = 0{,}36 + (2{,}58 - 1) \cdot 0{,}33 = 0{,}88 \cong 0{,}9m$$

A diferença entre as espessuras da barreira secundária para espalhamento e fuga do cabeçote é:

$$\Delta S = S_L - S_{esp} = 0{,}9 - 0{,}5 = 0{,}4m$$

Como essa diferença é maior do que valor do TVL para a fuga do cabeçote adota-se como espessura da blindagem secundária o maior valor encontrado, que é devido à fuga do cabeçote, de 0,9 m.

Essa barreira secundária forma o labirinto e, portanto, é constituída de duas blindagens. Assim, pode-se construir uma das paredes do labirinto com parte da largura e a outra parede com a outra parte, conforme mostra a Figura C.6. Como o labirinto se delimita com outra sala de tratamento, deve-se considerar também o cálculo da blindagem da outra sala para se definir a fração da espessura das paredes do labirinto.

Para se fracionar a espessura determinada acima, deve-se atentar para a passagem interna do labirinto para a sala, pois nessa região há somente a parede externa. Deve-se ainda lembrar o fato de que a espessura da parede D' influi no cálculo da espessura da porta da sala e, portanto o valor adotado para essa parede será levado em conta no cálculo da espessura final da porta, a fim de não torná-la muito pesada.

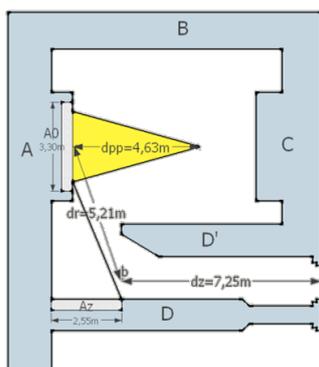



Figura C.6 - Esquema do labirinto da sala onde está instalado o acelerador do exemplo, mostrando as áreas definidas para a determinação da dose na porta devido ao espalhamento do feixe primário na parede A.

C.3.6. Transmissão da radiação pela porta da sala - labirinto

C.3.6.1. Aceleradores com energia menor ou igual a 10 MeV

A existência de um labirinto numa sala de tratamento proporciona a vantagem de diminuir o nível de radiação na entrada, reduzindo o peso da porta e facilitando assim o processo de abertura e fechamento da sala. A blindagem da porta pode ser calculada determinando-se as várias componentes que contribuem para a dose naquele ponto. Depois, com a estimativa da dose total, determina-se a espessura de material necessário para reduzir este valor para o limite de dose P (Sv/semana).

A radiação que atinge a porta da sala de um acelerador com fótons de energia abaixo de 10 MeV se deve aos seguintes componentes: H_S, devida ao espalhamento da radiação primária nas paredes da sala; H_{LS}, devida aos fótons da radiação de fuga do cabeçote espalhados e que atingem a porta; H_{ps}, devida aos fótons do feixe primário espalhado pelo paciente; H_{LT}, devida à radiação de fuga do cabeçote que atravessa a parede do labirinto.

A dose de radiação na porta devido ao espalhamento do feixe primário na parede A (Figura C.6) é dada por:

$$H_S = \frac{WU_A\alpha_0 A_0 \alpha_z A_z}{(d_h d_r d_z)^2} \qquad (10)$$

onde

- H_S é a dose semanal (Sv.semana^{-1}) na porta devida ao espalhamento do feixe primário na parede A;
- W é a carga de trabalho (Gy.semana^{-1});
- U_A é o fator de uso para a parede G;
- α_0 é coeficiente de reflexão para fótons incidentes na primeira superfície refletora A_0;
- A_0 é a área (m²) da primeira superfície refletora;
- α_z é coeficiente de reflexão para fótons incidentes na segunda reflexão na superfície do labirinto A_Z (assume-se energia de 0,5 MeV);
- A_Z é a área (m²) da secção transversal da entrada interna do labirinto projetada na parede do labirinto em perspectiva da barreira primária A_0;
- d_h é a distância (m) perpendicular entre o alvo e a primeira superfície refletora (igual a distância perpendicular do isocentro à parede, d_{pp});

d_r é a distância (m) entre o centro do feixe até a primeira reflexão, passando pelo final da parede interna do labirinto, e o ponto b na linha central do labirinto; e

d_z é a distância (m) da linha central do ponto b à porta do labirinto.

Esse cálculo se restringe a salas nas quais a razão entre a altura e a largura do labirinto fica entre 1 e 2 (McGinley, 2002) ou quando o valor de $[d_z/(\text{altura X largura})^{1/2}]$ estiver entre dois e seis (NCRP, 1977). Essa condição pode ser obtida na prática com a colocação de uma travessa (viga) na entrada do labirinto.

Na Tabela C.8 são apresentados os valores sugeridos para o coeficiente de reflexão (NCRP, 2005) em concreto para diferentes ângulos de reflexão - 0º, 30º, 45º, 60º e 75º - em duas direções de incidência da radiação - 0º e 45º - para feixes de raios X de diferentes energias e feixes monoenergéticos.

Tabela C.8 - Valores sugeridos para o coeficiente de reflexão na parede A (Figura C.6) para concreto (NCRP, 2005). Incidência a 0º e 45º para fótons de bremsstrahlung e monoenergéticos. Cada valor apresentado abaixo deve ser multiplicado por 10^{-3}.

	Ângulo de reflexão ou espalhamento em concreto (medido da normal)									
	0º		**30º**		**45º**		**60º**		**75º**	
Incidência	***0º***	***45º***	***0º***	***45º***	***0º***	***45º***	***0º***	***45º***	***0º***	***45º***
30 MeV	3,0	4,8	2,7	5,0	2,6	4,9	2,2	4,0	1,5	3,0
24 MeV	3,2	3,7	3,2	3,9	2,8	3,9	2,3	3,7	1,5	3,4
18 MeV	3,4	4,5	3,4	4,6	3,0	4,6	2,5	4,3	1,6	4,0
10 MeV	4,3	5,1	4,1	5,7	3,8	5,8	3,1	6,0	2,1	6,0
6 MeV	5,3	6,4	5,2	7,1	4,7	7,3	4,0	7,7	2,7	8,0
4 MeV	6,7	7,6	6,4	8,5	5,8	9,0	4,9	9,2	3,1	9,5
Co-60	7,0	9,0	6,5	10,2	6,0	11,0	5,5	11,5	3,8	12,0
0,5 MeV	19,0	22,0	17,0	22,5	15,0	22,0	13,0	20,2	8,0	18,0
0,25 MeV	32,0	36,0	28,0	34,5	25,0	31,0	22,0	25,0	13,0	18,0

A radiação de fuga do cabeçote pode atingir a parede A_1 e chegar à porta depois de uma única reflexão. Nesse caso a componente da dose (Figura C.7) pode ser dada por (McGinley, 1997):

$$H_{LS} = \frac{L_f W_L U_A \alpha_1 A_1}{\left(d_{\sec} d_{zz}\right)^2} \qquad (11)$$

onde

H_{LS} é a dose semanal (Sv.semana^{-1}) na porta devida ao espalhamento único da radiação de fuga do cabeçote;

L_f é a razão de fuga de radiação pelo cabeçote a 1 m do alvo (em geral igual a 10^{-3}, de acordo com a maioria dos fabricantes);

W_L é a carga de trabalho (Gy.semana^{-1}) para a radiação de fuga do cabeçote (pode ser diferente do valor de W, em situações especiais de tratamento, como o IMRT);

U_A é o fator de uso para a parede A;

α_1 é coeficiente de reflexão para radiação de fuga do cabeçote na parede A;

A_1 é a área (m²) da parede A que é vista da porta do labirinto;

d_{sec} é a distância (m) do alvo à linha central do labirinto, na parede A (pode ser medida a partir do isocentro, como valor médio da posição do alvo); e

d_{zz} é o comprimento (m) da linha central do labirinto.

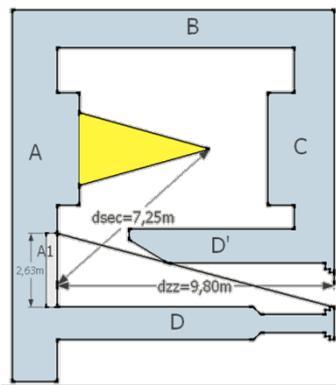



Figura C.7 - Esquema do labirinto da sala onde está instalado o acelerador do exemplo, mostrando as áreas definidas para a determinação da dose na porta devido ao espalhamento único da radiação de fuga do cabeçote na parede A.

A radiação espalhada no paciente (Figura C.8) que atinge a porta, contribui com a dose da seguinte forma (McGinley, 1997):

$$H_{pS} = \frac{a(\theta) W U_A \left(\frac{F}{400} \right) \alpha_1 A_1}{\left(d_{esp} d_{\sec} d_{zz} \right)^2} \qquad (12)$$

onde

H_{pS} é a dose semanal (Sv.semana^{-1}) na porta devida ao espalhamento da radiação pelo paciente;
$a(\theta)$ é a fração de espalhamento para a radiação espalhada pelo paciente (Tabela C.5) por um ângulo θ;
W é a carga de trabalho (Gy.semana^{-1});
U_A é o fator de uso para a parede A;
F tamanho do campo (m²) a 1 m;
α_1 é coeficiente de reflexão para radiação espalhada pelo paciente na parede A;
A_1 é a área (m²) da parede A que é vista da porta do labirinto;
d_{esp} é a distância (m) do alvo ao paciente;
d_{sec} é a distância (m) do paciente à linha central do labirinto, na parede A; e
d_{zz} é o comprimento (m) da linha central do labirinto.

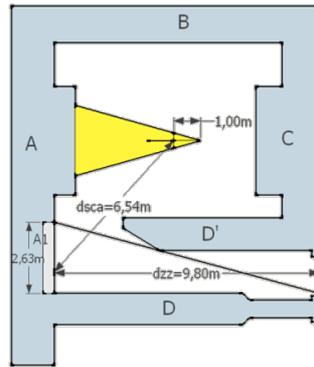



Figura C.8 - Esquema do labirinto da sala onde está instalado o acelerador do exemplo, mostrando as áreas definidas para a determinação da dose na porta devido ao espalhamento da radiação pelo paciente na parede A.

O coeficiente de reflexão, α_1, pode ser obtido da energia média dos fótons espalhados pelo paciente em diversos ângulos, porém um valor conservativo pode ser obtido se uma energia de 0,5 MeV é utilizada para determinar esse coeficiente. Quando a energia do feixe do acelerador for maior do que 10 MeV, a radiação espalhada pelo paciente pode ser ignorada, pois ela se torna insignificante em comparação a gerada pelos nêutrons emitidos do acelerador e os raios gama de captura produzidos pela sua absorção em concreto.

A radiação de fuga, que é transmitida através da parede do labirinto (D'), e atinge a porta (Figura C.9), contribui para a dose total da seguinte forma:

$$H_{LT} = \frac{L_f W_L U_A B}{(d_L)^2} \tag{13}$$

onde

H_{LT} é a dose semanal (Sv.semana^{-1}) na porta devida à radiação de fuga transmitida pela parede interna do labirinto;
L_f é a razão de fuga de radiação pelo cabeçote a 1 m do alvo (em geral igual a 10^{-3}, de acordo com a maioria dos fabricantes);
W_L é a carga de trabalho (Gy.semana^{-1}) para a radiação de fuga do cabeçote (pode ser diferente do valor de W, em situações especiais de tratamento, como o IMRT);
U_A é o fator de uso para a parede A;
B é o fator de transmissão da parede interna do labirinto; e
d_L é a distância (m) do alvo à linha central do labirinto no centro da porta.

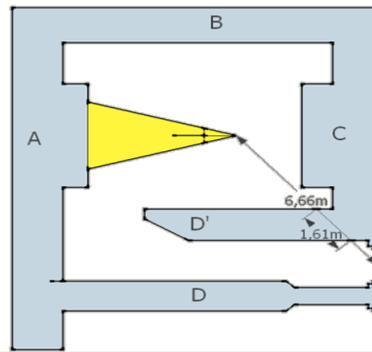



Figura C.9 - Esquema do labirinto da sala onde está instalado o acelerador do exemplo, mostrando as áreas definidas para a determinação da dose na porta devido à radiação de fuga que atravessa a parede interna do labirinto.

A dose total (H_A) na porta do labirinto pode, então, ser dada por:

$$H_A = fH_S + H_{LS} + H_{pS} + H_{LT} \tag{14}$$

O valor da fração de radiação primária transmitida pelo paciente, *f*, tem o valor aproximado de 0,25 para fótons com energia entre 6 MeV e 10 MeV para o campo de radiação de (40 x 40) cm² quando um fantom de (40 x 40 x 40) cm³ é utilizado (McGinley, 1997). Quando o fator de uso é igual a 1/4 para a maioria das direções do feixe (0º, 90º, 180º e 270º), a dose total (H_{TOT}) na porta devida a radiação de fuga do cabeçote e a radiação espalhada não é simplesmente 4.H_G, e sim (McGinley, 2002):

$$H_{TOT} = 2{,}64 \cdot H_A \tag{15}$$

O fator de transmissão necessário para a blindagem da porta é obtido dividindo-se o limite de dose (P) pela dose total existente do lado externo da porta (H_{TOT}).

C.3.6.2. Considerações para a produção de nêutrons em aceleradores de partículas de alta energia

Em instalações de radioterapia com aceleradores de elétrons com energia superior a 10 MeV, nêutrons são produzidos em reações (x,n) e (e,n). A contaminação de nêutrons é produzida por fótons de alta energia e elétrons incidentes principalmente no alvo, colimador primário, filtro achatador do feixe, colimadores secundários e acessórios.

Como a seção de choque para uma reação (x,n) é ao menos uma ordem de grandeza maior do que numa reação (e,n), os nêutrons produzidos num acelerador que produz feixes de raios X são os mais importantes a se considerar. Assim, a energia máxima dos fótons produzidos num acelerador é considerada mais significativa do que a energia máxima do feixe de elétrons, para a determinação da contribuição da dose devida a nêutrons. Os nêutrons podem ativar outros elementos, que permanecem radioativos e contribuem para a exposição à radiação do corpo técnico do serviço de radioterapia que adentra a sala de radiação após o tratamento com feixe de fótons de alta energia. Os radionuclídeos produzidos em componentes ativados possuem meia vida variando de minutos a dias.

Radionuclídeos como o ^{15}O (meia-vida de 2 minutos) e o ^{13}N (meia-vida de 10 minutos) são produzidos no interior da sala, pela interação dos nêutrons com o ar. A

radioatividade no ar produzida nas salas de tratamento pode ser removida por um eficiente sistema de ventilação. Uma ventilação que executa de 6 a 8 trocas por hora do ar da sala, também facilita a remoção de ozônio e outros gases nocivos.

As barreiras primárias e secundárias determinadas para proteção contra a dose devida a fótons protegem também contra a dose devida a elétrons e contaminação de nêutrons. Entretanto, os nêutrons podem chegar à porta da sala tendo perdido pouca energia ao longo do labirinto e podem apresentar um nível de dose inaceitável na área externa da sala, necessitando, assim, de uma porta especialmente projetada.

Um valor de camada deci-redutora recomendado para nêutrons presentes na região de entrada de uma sala de radioterapia é de 45 mm de polietileno borado, acrescida de uma camada de chumbo (6 a 12 mm) necessária para absorver os raios gama produzidos pela reação de captura dos nêutrons nos núcleos do boro.

Uma alternativa para uma porta especialmente blindada para nêutrons é o uso de um labirinto duplo, que pode eliminar a necessidade da porta blindada.

C.3.6.3. Aceleradores com energia maior ou igual a 10 MeV

A dose para fótons espalhados no labirinto de uma sala com um acelerador que produza feixe de fótons de energia maior ou igual a 10 MeV pode ser estimada de acordo com a metodologia do item C.3.6.1. No entanto, como a energia média dos raios gama produzidos pela captura de nêutrons no concreto é 3,6 MeV (NCRP, 2005), a blindagem projetada para essa componente é, em geral, também suficiente para blindar os fótons espalhados.

A dose (h_φ) devido a radiação gama de captura na entrada do labirinto, por unidade de dose absorvida no isocentro é dada por:

$$h_\varphi = K\varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \qquad (16)$$

onde

K é a razão da dose da radiação gama de captura (Sv) pela fluência total de nêutrons no ponto A (Figura C.11). O valor médio geralmente utilizado para esse parâmetro é de 6.9 x 10^{-16} Sv. m^2;

φ_A é a fluência total de nêutrons (m^{-2}) no ponto A por unidade de dose (Gy) de raios X no isocentro;

d_2 é a distância (m) entre o ponto A e a porta; e

TVD é a distância deci-redutora (m) – cujo valor é de aproximadamente 3,9 para raios X com energia de 15 MeV e de 5,4 m para raios X com energia entre 18 e 25 MeV.

A fluência total de nêutrons na entrada do labirinto (ponto A Figura C.10) por unidade de dose absorvida de raios X no isocentro pode ser determinada por (NCRP, 1984):

$$\varphi_A = \frac{\beta Q_n}{4\pi d_1^2} + \frac{5{,}4\beta Q_n}{2\pi S_r} + \frac{1{,}3 Q_n}{2\pi S_r} \qquad (17)$$

onde

β é o fator de transmissão para nêutrons que penetram o cabeçote (1 para blindagem de chumbo e 0,85 para blindagem de tungstênio);

d_1 é a distância (m) entre o ponto A e o isocentro;

Q_n intensidade da geração de nêutrons em unidades de nêutrons emitidos do cabeçote por gray de dose absorvida no isocentro; e

S_r é a área (m²) total da superfície da sala de tratamento (paredes + teto + piso).

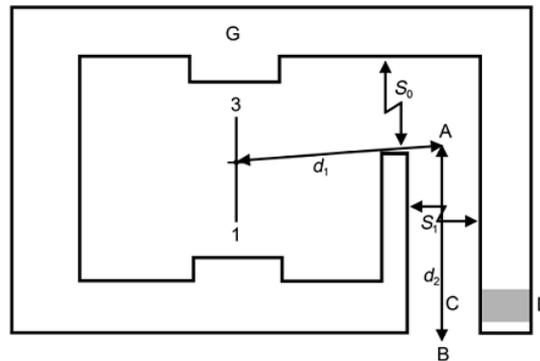



Figura C.10 - Esquema geral para definição dos parâmetros usados na blindagem da porta do labirinto (NCRP, 2005).

A dose semanal ($Sv.semana^{-1}$) na porta devida a radiação gama de captura de nêutrons (H_{cg}) é dada por:

$$H_{cg} = W_L h_\varphi \quad (18)$$

onde W_L é a carga de trabalho devida à radiação de fuga do cabeçote.

A porta da sala de um acelerador com energia igual ou maior do que 10 MeV necessita de blindagem para nêutrons além da blindagem para radiação gama. A maior fluência de nêutrons é obtida com os colimadores fechados na entrada do labirinto e se espera que muitos fotonêutrons se originem no cabeçote do acelerador (Kase, 1998; Mao, 1997). O campo de nêutrons no labirinto também é função da angulação do gantry e do plano rotacional do alvo na sala de tratamento (Rebello et al, 2010).

A determinação da dose de nêutrons na entrada do labirinto pode ser feita (Wu, 2003) pela seguinte expressão:

$$H_{n,D} = 2{,}4 \cdot 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[1{,}64 \cdot 10^{-\left(\frac{d_2}{1{,}9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \right] \quad (19)$$

onde

$H_{n,D}$ é a dose de nêutrons (Sv) na entrada da sala por unidade de dose absorvida (Gy) no isocentro;

φ_A é a fluência de nêutrons (m^{-2}) por unidade de dose absorvida (Gy) de raios X no isocentro;

S_0/S_1 é a razão entre a área da secção de entrada do labirinto pela área da secção ao longo do labirinto (Figura C.10); e

TVD é a distância deci-redutora (m) que varia na raiz quadrada da área da secção transversal ao longo do labirinto (S_1):

$$TVD = 2{,}06 \cdot \sqrt{S_1} \quad (20)$$

A dose semanal (Sv.semana^{-1}) na porta devida aos nêutrons (H_n) é dada por:

$$H_n = W_L H_{n,D} \tag{21}$$

onde W_L é a carga de trabalho devida à radiação de fuga do cabeçote.

Finalmente, a dose semanal total na porta do labirinto é dada por:

$$H_W = H_{TOT} + H_{cg} + H_n \tag{22}$$

Para muitos labirintos H_{TOT} é uma ordem de grandeza menor do que a soma de H_{cg} e H_n, podendo ser desprezada.

Exemplo

Barreira secundária - Porta

A porta da sala de tratamento está em área supervisionada com ocupação eventual de IOE e pacientes com fator de ocupação igual a 1/8. O feixe de fótons com energia de 15 MeV do acelerador em estudo, contribui, na porta da sala, com as seguintes componentes:

a) **a radiação primária espalhada na parede A, H_S**

De acordo com os parâmetros propostos, a equação 10 leva a

$$H_S = \frac{WU_A\alpha_0 A_0 \alpha_z A_z}{\left(d_h d_r d_z\right)^2} = \frac{1000 \cdot \frac{1}{4} \cdot 3{,}4 \cdot 10^{-3} \cdot 3{,}0 \cdot 8{,}0 \cdot 10^{-3} \cdot 9{,}0}{\left(4{,}6 \cdot 5{,}2 \cdot 7{,}3\right)^2}$$

$$\therefore\ H_S = \frac{0{,}18}{2{,}9 \cdot 10^6} = 6{,}3 \cdot 10^{-8}\ \text{Sv/sem}$$

onde os valores dos parâmetros utilizados estão relacionados abaixo (Figura C.7):

W 1000 (Gy.semana^{-1});
U_A ¼ para a parede A;
α_0 3,4 x 10^{-3}, coeficiente de reflexão para incidência normal e reflexão a 45^0, interpolado para 15 MV;
A_0 3,0 (m²);
α_z 8,0 x 10^{-3}, coeficiente de reflexão para incidência normal e reflexão a 75^0, para 0,5 MeV;
A_Z 9,0 (m²);
d_h 4,6 (m);
d_r 5,2 (m); e
d_z 7,3 (m).

b) a radiação de fuga do cabeçote espalhada pela parede secundária A, H_{LS}

De acordo com os parâmetros propostos, a equação 11 leva a

$$H_{LS} = \frac{L_f W_L U_A \alpha_1 A_1}{(d_{sec} d_{zz})^2} = \frac{10^{-3} \cdot 1000 \cdot \frac{1}{4} \cdot 4{,}8 \cdot 10^{-3} \cdot 4{,}5}{(7{,}3 \cdot 9{,}8)^2}$$

$$\therefore\ H_{LS} = \frac{0{,}0054}{5{,}1 \cdot 10^3} = 1{,}1 \cdot 10^{-6} \text{ Sv/sem}$$

onde os valores dos parâmetros utilizados estão relacionados abaixo (Figura C.7):

L_f 10^{-3};
W_L 1000 (Gy.semana^{-1});
U_A ¼ para a parede A;
α_1 4,8 x 10^{-3}, coeficiente de reflexão para incidência a 45^0 e reflexão normal, interpolado para 15 MV;
A_1 4,5 (m²);
d_{sec} 7,3 (m); e
d_{zz} 9,8 (m).

c) a radiação espalhada pelo paciente e pela parede secundária A, H_{pS}

De acordo com os parâmetros propostos, a equação 11 leva a

$$H_{pS} = \frac{a(\theta) W U_A \left(\frac{F}{400}\right) \alpha_1 A_1}{(d_{esp} d_{sec} d_{zz})^2} = \frac{2{,}85 \cdot 10^{-3} \cdot 1000 \cdot \frac{1}{4} \cdot 4{,}8 \cdot 10^{-3} \cdot 4{,}5}{(1{,}0 \cdot 6{,}5 \cdot 9{,}8)^2}$$

$$H_{pS} = \frac{1{,}5 \cdot 10^{-2}}{4{,}1 \cdot 10^3} = 3{,}7 \cdot 10^{-6} \text{ Sv/sem}$$

onde os valores dos parâmetros utilizados estão relacionados abaixo:

$a(\theta)$ 2,85 x 10^{-3}, interpolado para 300 e 15 MV;
W 1000 (Gy.semana^{-1});
U_A ¼ para a parede A;
F 400 (m²);
α_1 4,8 x 10^{-3}, coeficiente de reflexão para incidência a 45^0 e reflexão normal, interpolado para 15 MV;
A_1 4,5 (m²);
d_{esp} 1 (m);
d_{sec} 6,5 (m); e
d_{zz} 9,8 (m).

d) a radiação que atravessa o labirinto, H_{LT}

$$H_{LT} = \frac{L_f W_L U_A B}{(d_L)^2} = \frac{10^{-3} \cdot 1000 \cdot \frac{1}{4} \cdot 0{,}0002}{6{,}7^2}$$

$$H_{LT} = 1{,}1 \cdot 10^{-6} \text{ Sv/sem}$$

onde os valores dos parâmetros utilizados estão relacionados abaixo (Figura C.9):

L_f 10^{-3};
W_L 1000 (Gy.semana^{-1});
U_A ¼ para a parede A;
B 0,0002 (2 TVL's); e
d_L 6,7.

A dose total (H_A) na porta da sala será então, de acordo com a equação (14):

$$\begin{aligned} H_A &= fH_S + H_{LS} + H_{pS} + H_{LT} \\ &= 0{,}25 \cdot 6{,}3 \cdot 10^{-8} + 1{,}1 \cdot 10^{-6} \cdot 3{,}7 \cdot 10^{-6} \cdot 1{,}1 \cdot 10^{-6} \\ &\approx 6{,}0 \mu Sv/sem \end{aligned}$$

Portanto, de acordo com a equação (15), a dose total (H_{TOT}) na porta será:

$$H_{TOT} = 2{,}64 \cdot H_A = 15{,}8 \mu Sv/sem$$

e) fotoneutrons espalhados, produzidos no interior da sala, $H_{n,D}$

$$H_{n,D} = 2{,}4 \cdot 10^{-15} \varphi_A \sqrt{\frac{S_0}{S_1}} \left[1{,}64 \cdot 10^{-\left(\frac{d_2}{1{,}9}\right)} + 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} \right]$$

$$\begin{aligned} H_{n,D} &= 2{,}4 \cdot 10^{-15} \cdot 6{,}5 \cdot 10^{9} \cdot 1{,}1 \cdot \left[1{,}64 \cdot 10^{-\left(\frac{9{,}0}{1{,}9}\right)} + 10^{-\left(\frac{9{,}0}{5{,}9}\right)} \right] = 1{,}7 \cdot 10^{-5} \cdot 3{,}0 \cdot 10^{-2} \\ &= 5{,}1 \cdot 10^{-7} \text{ Sv/Gy} \end{aligned}$$

onde os valores dos parâmetros utilizados estão relacionados abaixo:

d_2 = 9,0 m;
φ_A= 6,5 x 10^9 n/m^2;
S_0/S_1= (9,0/8,2) = 1,1; e
TVD= 5,9 m.

A dose semanal (Sv.semana^{-1}) na porta devida aos nêutrons (H_n) é dada pela equação (21):

$$H_n = W_L H_{n,D} = 5{,}1 \cdot 10^{-4} \text{Sv/sem}$$

f) **radiação gama de captura produzida por nêutrons, H_{cg}**

$$h_\varphi = K\varphi_A 10^{-\left(\frac{d_2}{TVD}\right)} = 6{,}9 \text{ x } 10^{-16} \cdot 6{,}5 \text{ x } 10^9 \cdot 10^{-9/5{,}9}$$
$$= 1{,}3 \cdot 10^{-7}\, Sv/Gy$$

onde

K= 6,9 x 10^{-16} Sv. m^2;
φ_A= 6,5 x 10^9 n/m^2;
d_2= 9,0 m; e
TVD= 5,9 m.

A dose semanal (Sv.$semana^{-1}$) na porta devida aos raios gama de captura (H_{cg}) é dada pela fórmula (18):

$$H_{cg} = W_L h_\varphi = 1{,}3 \cdot 10^{-4}\, Sv/sem$$

Finalmente, a dose semanal total na porta do labirinto é dado pela equação (22):

$$H_W = H_{TOT} + H_{cg} + H_n$$
$$= 15{,}8 \cdot 10^{-6} + 1{,}3 \cdot 10^{-4} + 5{,}1 \cdot 10^{-4}$$
$$= 6{,}6 \cdot 10^{-4}\, Sv/sem$$

onde somente a dose de nêutrons contribui com 77% para a dose total.

C.3.7. Otimização das barreiras

O cálculo da espessura de cada barreira deve ser repetido aplicando-se valores cada vez mais baixos de dose até que seja encontrado um nível tão baixo quanto razoavelmente exequível (ALARA). Assim, a menos que se solicite especificamente, a demonstração de otimização de uma barreira é dispensável quando o projeto assegura que, em condições normais de operação, sejam atendidas as três condições:

a) a dose efetiva para indivíduos ocupacionalmente expostos não excede *1 mSv.ano*$^{-1}$;
b) a dose efetiva para indivíduos do público não excede *1 mSv.ano*$^{-1}$; e
c) a dose efetiva coletiva não excede a *1 homem-sievert.ano*$^{-1}$.

Para se calcular a espessura otimizada da blindagem deve-se fazer uma análise dos custos de incremento de barreira. O método fornecido pelo ICRP-33 sugere a seguinte sequência de cálculo:

1) Calcular a barreira mínima correspondente ao limite primário individual, para garantir que os valores otimizados (que consideram doses coletivas) não resultem em doses individuais acima dos limites primários (*1 mSv.ano*$^{-1}$ para área livre e *20 mSv.ano*$^{-1}$ para área controlada) para os indivíduos mais expostos.

2) Calcular a barreira *máxima* correspondente ao nível de isenção de otimização, dado pelo organismo regulador (CNEN, 2011), de *1 mSv.ano*$^{-1}$ para indivíduos ocupacionalmente expostos e *10 μSv.ano*$^{-1}$ para indivíduos do público. O valor *ótimo* da barreira deve estar entre esse *valor máximo* e o *valor mínimo* obtido no item 1.
3) Estimar os custos incrementais para várias barreiras nessa faixa, por exemplo, acrescentando uma camada semi-redutora ou deci-redutora. Deve-se levar em conta o custo dessa redução, que é, aproximadamente, o custo da mão de obra e do concreto adicionado (entre US$ 200 a 600 por m³). Recomenda-se a consulta ao engenheiro responsável pela construção.
4) Para cada valor de espessura incremental, calcular a redução da dose coletiva (*S*), considerando-se o tempo de vida da instalação (T_v) e o número de pessoas (*n*) protegidas durante o esse período. A redução na dose coletiva é dada por:

$$S = \Delta H \cdot n \cdot T_v \qquad (23)$$

onde ΔH é a diferença entre a dose efetiva e a dose efetiva otimizada. Para exemplificar, considere-se uma área ocupada em tempo integral (8 h.dia^{-1} *x* 5 dias.semana^{-1} *x* 50 semanas.ano^{-1}) por quatro IOE durante 20 anos de vida de uma instalaçao. Com uma camada deci-redutora, a dose individual será reduzida de *20 mSv.ano*$^{-1}$ para *2 mSv.ano*$^{-1}$ e a dose coletiva será reduzida de 1,6 Sv para 0,16 Sv, ou seja, seriam evitados 1,44 Sv durante esse tempo.

Note-se neste exemplo que quatro IOE em tempo integral correspondem a oito IOE em meio período ou a cem pessoas ocupando a mesma área em dez dias úteis por ano. Recomenda-se assim fazer uma estimativa realista da ocupação da área, mas, na ausência de garantias desses valores, devem-se usar valores superestimados. Considerar ainda que as doses individuais possam ser diferentes devido à localização e permanência dos indivíduos, pois a dose coletiva é a soma das doses de todos os indivíduos expostos, após a barreira.

5) Para cada incremento da barreira, dividir o custo calculado para a obra pela dose coletiva evitada. O valor *ótimo* será atingido quando se obtiver *10.000,00 US$.(homem.sievert)*$^{-1}$ (CNEN, 2011).

Por este roteiro, o fator de transmissão otimizado é dado por:

$$B_{otim} = \frac{A \cdot C \cdot TVL_{mat}}{(\ln 10) \cdot \alpha \cdot n \cdot T_{vida} \cdot H_{tot}} \qquad (24)$$

onde

A área da barreira deci-redutora (m²);
TVL espessura da barreira deci-redutora (m);
C custo de uma camada deci-redutora de concreto (US$.m^{-3});
α custo do detrimento por unidade de dose coletiva (10.000 US$.(homem.sievert)$^{-1}$);
n número de IOE ocupando a área por período de tempo (homem.semana^{-1});
T_v tempo de vida útil da instalação (semanas); e
H_{tot} dose existente na ausência da barreira (Sv.semana^{-1}).

Note-se que no cálculo da otimização não se deve levar em consideração o custo inicial da barreira, ou seja, antes da otimização.

Exemplo

Barreira primária – C

A parede C delimita a sala de tratamento e o painel de comando do acelerador. Nessa região, 2 técnicos atuam durante o horário de trabalho do acelerador, em tempo integral durante uma semana. Em geral, 3 técnicos trabalham em regime de 2 turnos, 2 técnicos por turno (n = 4 *(1/2) = 2).

Considerando o cinturão primário com largura L de 4,8 m (veja exercício 4) e altura h de 3,5 m, a área da barreira deci-redutora é dada por:

$$A = L \cdot h = 4{,}5 \cdot 3{,}5 = 16{,}8\ m^2$$

A espessura da barreira deci-redutora, conforme visto anteriormente, é de 0,44 m. Uma instalação de radioterapia é calculada para um tempo de vida útil de 20 anos considerando-se 52 semanas anuais, assim T_v = 1040 semanas. O custo de uma camada deci-redutora em concreto é da ordem de 420 US$.m^{-3}.

A dose semanal, na ausência da barreira é dado por:

$$H_{tot} = \frac{W \cdot U}{d_{pri}^2} = \frac{1000 \cdot 1/4}{6{,}7^2} = 5{,}57\ Sv \cdot semana^{-1}$$

Dessa forma o fator de transmissão otimizado para essa barreira é:

$$B_{otim} = \frac{16{,}8 \cdot 420 \cdot 0{,}44}{(\ln 10) \cdot 10000 \cdot 2 \cdot 1040 \cdot 5{,}57} = 1{,}16 \cdot 10^{-5}$$

O número de camadas deci-redutoras é:

$$N_{TVT} = -\log(B) = -\log(1{,}16 \cdot 10^{-5}) = 4{,}94$$

A espessura da barreira é dada por:

$$S = TVL_1 + (N_{TVL} - 1) \cdot TVL_2 = 0{,}44 + (4{,}94 - 1) \cdot 0{,}41 = 2{,}06 \cong 2{,}1\ m$$

Comparando-se com o valor obtido anteriormente, de 1,85 m, conclui-se que a barreira deverá ter a espessura de 2,1 m para garantir que a dose no ponto não é superior aos limites permitidos.

C.4. EXERCÍCIOS

1. Mostre que, para feixes de raios X e radiação gama, a transmissão pode ser dada, a partir da lei de atenuação [$I = I_o.exp(-\mu.x)$] em termos do número de camadas deci-redutoras (N_{TVL}) do material de blindagem necessárias para atingir o nível de proteção

desejado, por:

$$N_{TVL} = -\log_{10}(B) = \log(1/B)$$

2. Considerar o exemplo dado no texto para calcular a espessura da barreira secundária C.
   Resp. 0,7 m.

3. Considerar o exemplo dado no texto para calcular a espessura da barreira secundária do teto.
   Resp. 0,8 m.

4. Considerar o exemplo dado no texto para determinar a largura do cinturão primário.
   Resp. 4,8 m.

5. Calcular as espessuras para as barreiras, considerando-se o princípio de otimização e comparar com os valores encontrados pelo cálculo de limitação de dose.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Comissão Nacional de Energia Nuclear, Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica, Norma NN-3.01, Rio de Janeiro, 2011.

Comissão Nacional de Energia Nuclear, Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica de Serviços de Radioterapia - Norma NN-3.06, Rio de Janeiro, D.O.U. 04 de junho de 2012.

Facure, A., Silva, A, X. The use of high-density concretes in radiotherapy treatment room design, App. Radiat. and Istotop., 65, 1023-1028, 2007.

Guidelines for Radiotherapy Treatment Rooms Design, IEC 61859, 1997.

Institute of Physics and Engineering in Medicine, The Design of Radiotherapy Treatment Room Facilities (STEDEFORD, B., MORGAN, H.M., MAYLESS, W.P.M., Eds), IPEM, York, United Kingdom, 1997.

International Council on Radiation Protection, Protection against radiation from external sources used in medicine. ICRP Publication n 33, 1982.

Kase, K.R., Mao, X.S., Nelson, W.R., Liu, J.C., Keck, J.H. and Elsalim, M., Neutron fluence and energy spectra around the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator, Health Phys, 74(1), 38-47, 1998.

López, P.O., Rajan, G., Podgorsak, E.B., General Shielding Calculations, Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, Cap. 16, IAEA, Viena, 2005.

Mao, X.S., Kase, K.R., Liu, J.C., Nelson, W.R., Keck, J.H. and Johnsen, S., Neutron sources in the Varian Clinac 2100C/2300C medical accelerator calculated by the EGS4 code, Health Phys, 72(4), 524-529, 1997.

McGinley, P. H. and James, J.K., Maze design methods for 6- and 10-MeV accelerators, Radiat. Prot. Manage. 14(1), 56-64, USA, 1997.

McGinley, P. H., Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities, Medical Physics Publishing, USA, 2002.

Mota, H.C., Formalismo de cálculo de blindagem de instalações de radioterapia, Anais da Jornada da ABFM, Rio de Janeiro, p. 20-31.

National Council on Radiation Protection and Measurements, Structural shielding design and evaluation for medical use of X rays and gamma rays of energies up to 10 MeV, Washington DC: NCRP, NCRP Report 49, 1976.

___, Radiation protection design guidelines for 0.1 MeV-100 MeV particle accelerator facilities, Washington DC: NCRP, NCRP Report 51, 1977.

___, Neutron contamination from medical accelerators. Bethesda, MD: NCRP, NCRP Report 89, 1984.

___, Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma-ray radiotherapy facilities, Washington DC: NCRP, NCRP Report 151, 2005.

Neutron source strength measurements for Varian, Siemens, Elekta and General Electric linear accelerators. J. Appl. Clin. Med. Phys, 4(3):189-194, 2003.

Profio, E.A., Radiation shielding and dosimetry. New York: John Wiley & Sons, 1979.

Rebello, W.F.; Silva. A.X; Facure; A. Roque, H. Monte Carlo simulation of photoneutrons streaming inside radiotherapy treatment rooms as a function of gantry angles. Progress in Nuclear Energy (52), p. 278-281, 2010.

Wu, R.K and McGinley, P.H., Neutron and capture gamma along the mazes of linear accelerator vaults, J. Appl. Clin. Med. Phys, 4(2), 162-171, 2003.